

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

**Auswirkungen von Belichtungszeit und  
Belichtungsabstand auf Polymerisationsgrad  
und mikromechanische Eigenschaften von  
Fissurenversieglern**

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Maria Holroyd, geb. Demikhova  
aus  
Wladimir (Russland)

2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Michael Stimmelmayer  
Prof. Dr. Franz-Xaver Reichl

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 19.11.2019

[REDACTED]

[REDACTED]

# Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung .....	7
2. Literaturübersicht .....	10
2.1. Historischer Hintergrund .....	10
2.2. Zusammensetzung lichthärtender Fissurenversiegler .....	11
2.2.1. Monomere .....	12
2.2.2. Photoinitiatoren .....	15
2.2.3. Füllkörper .....	16
2.2.4. Verbundphase .....	17
2.3. Materialtypen der Fissurenversiegler .....	17
2.4. Fissurenmorphologie und Ziele der Fissurenversiegelung ...	19
2.5. Fissurenversiegler und Retention .....	23
2.6. Fissurenversiegler und Kariesreduktion, Effektivität, klinische Studien .....	24
2.7. Klinische Arbeitsschritte .....	25

2.8. Indikationen und Kontraindikationen	
von Fissurenversiegeln .....	27
2.9. Polymerisation und LED-Polymerisationslampen	
in der modernen Zahnheilkunde .....	29
3. Zielsetzung .....	31
4. Materialien und Methoden .....	32
4.1. Materialien .....	32
4.2. Studiendesign .....	35
4.3. Messmethodik – Polymerisationsgrad mittels	
Fourier-Transformations-Infrarotspektrometer (FTIR) ...	36
4.4. Messmethodik – Mikromechanische Eigenschaften mittels	
Universalhärtemessverfahren .....	44
4.5. Statistische Analyse .....	52
4.6. Null Hypothesen .....	53
4.6.1. Polymerisationsgrad .....	53
4.6.2. Mikromechanische Eigenschaften .....	53
5. Ergebnisse .....	54
5.1. Polymerisationsgrad .....	54
5.2. Mikromechanische Eigenschaften .....	61
6. Diskussion .....	67
6.1. Intensität der LED Lampe .....	68
6.2. Polymerisationsgrad .....	69
6.3. Mikromechanische Eigenschaften .....	72

6.4. Methoden	75
6.4.1. Polymerisationslampe	75
6.4.2. Wahl der Prüfkörperdicke	76
6.4.3. Polymerisationsgraduntersuchungen	77
6.4.4. Mikromechanische Eigenschaften mittels Universalhärtemessverfahren	78
6.4.5. Lichtleistung	79
6.5. Farbe eines Fissurenversieglers	80
6.6. Fluoride	80
6.7. Toxikologie	81
7. Zusammenfassung	84
8. Literatur	86
9. Anhang	99
9.1. Danksagung	99
9.2. Lebenslauf	101

# 1. Einleitung

Fissuren und Grübchen der bleibenden Molaren und Prämolaren beziehungsweise Milchmolaren stellen eine plaqueretentive Oberfläche dar und sind damit kariesgefährdet<sup>1</sup>. Geringerer Mineralgehalt, dünne Schmelzdicke an dem Fissurenboden, erhöhte Plaqueretention, nicht ausreichende Fluoriddiffusion und mangelhafte mechanische Reinigung führen dazu, dass die Fissuren besonders kariesgefährdet sind<sup>2</sup>.

In den ersten vier Jahren nach dem Durchbruch ist das Kariesrisiko besonders hoch<sup>3</sup>. Fissurenversiegelungen haben eine effektive kariesprotektive Wirkung<sup>4</sup>.

Heutzutage stehen dem Zahnarzt eine Vielzahl verschiedener Fissurenversiegler zur Verfügung: lichthärtende, chemisch härtende auf Glasionomierzementbasis, dualhärtende (Compomere) und autopolymerisierende. Lichthärtende Fissurenversiegler sind die meist verwendeten Versiegler in der heutigen zahnärztlichen Praxis.

Eine Vielzahl von Faktoren beeinflussen den Erfolg der Behandlung. Dies sind insbesondere Materialzusammensetzung,

Belichtungszeit, Belichtungsabstand, mikromechanische Eigenschaften, Arbeitsweise, Geräte, Instrumente und anschließende Nachsorge<sup>5</sup>.

Effektivität und Erfolg der Behandlung sind nicht nur von dem gewählten Material abhängig, sondern hauptsächlich von der adäquaten Verarbeitungstechnik des Behandlers, klarer, fest strukturierter Instruktion durch das zahnärztliche Personal als auch der Recallfrequenz<sup>2</sup>. Somit sind Belichtungsabstand und Belichtungszeit des Polymerisationsvorgangs feste Bestandteile des langjährigen Erfolgs bei der Behandlung mit Fissurenversiegeln.

In der vorgestellten Arbeit sollten hauptsächlich lichthärtende Fissurenversiegler untersucht werden. Bei der Wahl der Fissurenversiegler wurde möglichst auf die unterschiedliche Zusammensetzung der Materialien geachtet. In dieser Arbeit wurden 13 Fissurenversiegler vorgestellt, die eine breite Spanne von marktüblichen Fissurenversiegeln abdecken: lichthärtende Fissurenversiegler mit und ohne Füllergehalt, fluoridhaltige und fluoridfreie Fissurenversiegler sowie Compomere. Es wurde auch auf die unterschiedlichen Farben der Fissurenversiegler geachtet. So variieren die vorgestellten Fissurenversiegler in ihrer Farbgebung von durchsichtig bis opak und von weiß bis gelblich.

Ziel dieser Arbeit war, die große Breite verschiedener Fissurenversiegler untereinander zu vergleichen. Es wurden klinisch relevante Parameter, Belichtungszeit und Belichtungsabstand, *in vitro* analysiert. Dabei wurden zwei klinisch relevante Belichtungsabstände ausgewählt, 4 und 7 Millimeter, um die Auswirkungen auf Polymerisationsgrad und mikromechanische Eigenschaften, wie E-Modul und Vickershärte, zu prüfen. Ein Abstand von 4 mm entspricht



etwa der Durchschnittshöhe der Molarenhöcker und ist somit der nächst mögliche Belichtungsabstand in der Mundhöhle. Ein Abstand von 7 mm entspricht ungefähr dem durchschnittlichen Polymerisationsabstand im Praxisalltag. Darüber hinaus sollte ermittelt werden, welche Auswirkungen die Belichtungszeit auf den Polymerisationsgrad und die mikromechanischen Eigenschaften, wie E-Modul und Vickershärte hat. Belichtungszeiten werden in den zahnärztlichen Praxen oft sehr stark variiert und im schlimmsten Fall wird der Fissurenversiegler nicht ausreichend auspolymerisiert. Somit wurden in dieser Arbeit drei klinisch relevante Belichtungszeiten festgelegt: 10, 20, 40 Sekunden.

Das Bestreben dieser Arbeit war die Ermittlung von einheitlichen, klinisch relevanten Belichtungsabstand und Belichtungszeit, welche die bestmögliche Ergebnisse für adäquate Polymerisation und mikromechanischen Eigenschaften liefern.

In der vorliegenden Arbeit wurden 13 verschiedene, kommerziell erhältliche, Fissurenversiegler getestet. Klinisch relevante Parameter wie Belichtungszeit und Belichtungsabstand wurden unter kontrollierten experimentellen Bedingungen variiert und deren Auswirkung auf Polymerisationsgrad und mikromechanische Eigenschaften untersucht.

## 2. Literaturübersicht

### *2.1 Historischer Hintergrund*

Die erste nachweisbare Anwendung von Fissurenversiegeln auf Cyanoacrylatbasis fand bereits 1967 statt<sup>6</sup>. In den siebziger Jahren des 20. Jahrhunderts wurden Versiegler auf Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA)-Basis verwendet und mit UV-Licht polymerisiert<sup>6</sup>. Das Fehlen von Füllkörpern, eine zu schnelle Polymerisation und die daraus resultierende übermäßige Schrumpfung führten zu minderwertigem Verbund und hohen Verlustraten des Materials<sup>7</sup>. In der Folge wurden auto- und chemisch-polymerisierende Fissurenversiegler verwendet<sup>8</sup>.

Heute werden in der Regel Fissurenversiegler mit verbesserten chemischen und mikromechanischen Eigenschaften, die mit sichtbarem Licht aushärten, verwendet. In Ausnahmefällen, in denen eine absolute Trockenlegung nicht möglich ist, werden Compomere oder Glasionomermemente als Fissurenversiegler verwendet. Bei der

erweiterten Fissurenversiegelung werden flowable Komposite benutzt<sup>2, 4</sup>.

Es gibt in der Literatur eine Vielzahl von Übersichtsarbeiten zu klinischen Studien, die den systematischen Erfolg des Einsatzes von Fissurenversiegelungen bewerten<sup>9, 10</sup>, jedoch nicht im Hinblick auf die Effektivität verschiedener Materialien. Eine Metaanalyse von Kühnisch *et al.* hat gezeigt, dass lichtpolymerisierende und autopolymerisierende Fissurenversiegler nach fünf Jahren die beste Retentionsrate aufweisen. Unter der Betrachtung von klinischen Aspekten sollten lichtpolymerisierende Fissurenversiegler bevorzugt werden<sup>11</sup>.

## 2.2 Zusammensetzung lichthärtender Fissurenversiegler

Die chemische Zusammensetzung von Fissurenversiegler ist Komposit-Füllungsmaterialien ähnlich. Der größte Unterschied besteht in der Menge des angewendeten anorganischen Füllkörperanteils. Diese ist wesentlich niedriger, wodurch die Viskosität verringert wird, was wiederum eine gute Fließfähigkeit in Fissuren und Grübchen zur Folge hat<sup>2</sup>.

Die Hauptbestandteile sind eine organische Matrix (Monomere), eine anorganische Phase (Füllkörper) und eine Verbundphase (Silane)<sup>2</sup>. In Tabelle 1 sind die Hauptbestandteile und ihre Zusammensetzungen zusammengefasst.

**Tabelle 1:** Zusammenfassung der Hauptbestandteile von modernen Fissurenversiegeln<sup>2, 12</sup>

Hauptbestandteile	Zusammensetzung
Organische Matrix	<p>Monomere: Dimethacrylat (z.B. Bis-GMA, TEGDMA, UDMA)</p> <p>Pigmente: Titanoxid (weiss), Orlean (gelb, rot)</p> <p>Initiatoren: Diketon (z.B. Campherchinon, Lucerin) und Co-Aktivator (aliphatische Amin)</p> <p>Inhibitoren: sterische Phenole (Eugenol)</p>
Disperse Phase (Füller)	Füllkörperanteil: von 0% bis 50% Siliziumoxid röntgenopaker Füllkörper: Schwermetalle (z.B. Ba)
Verbundphase	Silane

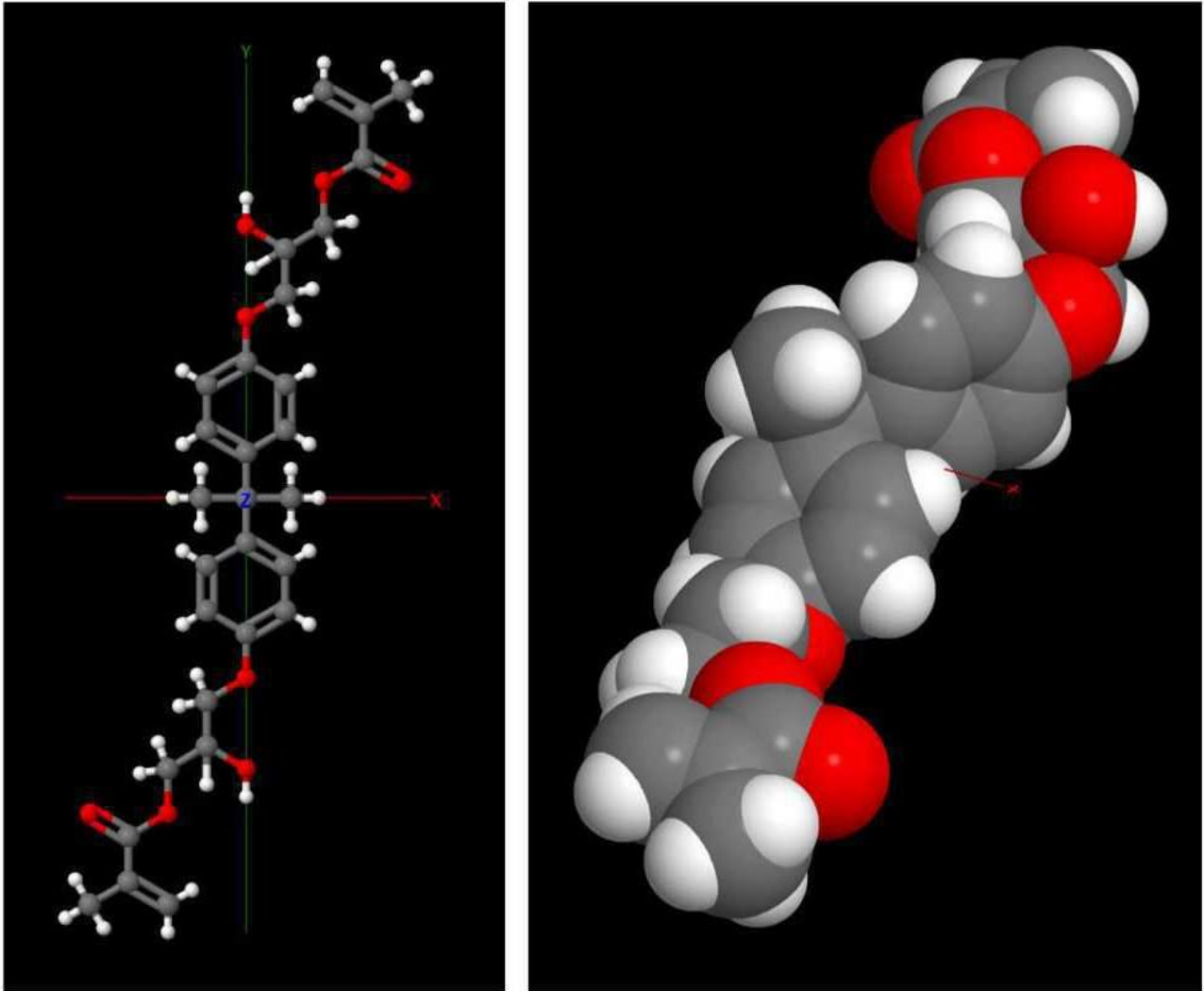
### 2.2.1 Monomere

Das meist verwendete Monomer ist Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA, 1962 „Bowen-Monomer“ original Patent, Bowen). Bis-GMA enthält zwei Phenolringe, die aufgrund ihrer Größe die Flexibilität des Moleküls einschränken (Abbildung 1). Damit lässt sich erklären, dass Bis-GMA an sich starr ist<sup>13</sup>. In einem Polymernetzwerk hat diese geringe Flexibilität des Moleküls ein höheres Elastizitätsmodul zur Folge<sup>2, 13</sup>. Dazu besitzt das Molekül zwei Hydroxylgruppen, die Wasserstoffbrücken mit nicht polymerisierten Monomeren ausbilden können. In Verbindung mit der starren Struktur des Bis-GMA resultiert daraus eine höhere Viskosität<sup>13</sup>. Um

die Fließfähigkeit und die Penetration in die Fissuren zu ermöglichen ist es notwendig, die Matrix mit zusätzlichen Monomeren geringerer Viskosität zu verdünnen, z.B. mit Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA). Je mehr Verdünnermonomer verwendet wird, desto höher ist die Polymerisationsschrumpfung. Daraus resultieren minderwertige mikromechanische Eigenschaften<sup>2, 12, 13</sup>.

Das Bis-GMA Molekül ist aufgrund seiner zwei Hydroxylgruppen geringfügig hydrophil<sup>14</sup>. Das ist aus zahnmedizinischer Sicht von Nachteil, weil im Mund Wasser aufgenommen wird<sup>2</sup>. Auch im Polymer bilden diese Hydroxylgruppen Wasserstoffbrücken. Wassermoleküle konkurrieren um die Hydroxylgruppen und können sich zwischen den Polymerketten einlagern, so dass es zum Quellen des Polymers kommt<sup>15</sup>. Dies hat eine Verschlechterung der mikromechanischen Eigenschaften zur Folge. Zusätzlich verursacht das eindringende Wasser eine Hydrolyse der Silanverbindungen zwischen Matrix und Füllkörpern, was zu einer weiteren Minderung der mikromechanischen Eigenschaften führt<sup>16</sup>.

Urethandimethacrylat (UDMA) wird von einigen Herstellern als Alternative zu Bis-GMA verwendet. Die Viskosität ist niedriger als bei Bis-GMA, jedoch höher als bei TEGDMA. Gleichzeitig bleibt das Schrumpfvolumen bei der Polymerisation gering<sup>13</sup>.



**Abbildung 1:** Detaillierte molekulare Struktur von Bis-GMA dargestellt als Kugel-Stab-Modell (Links) und Van-der-Waals-Oberflächenmodell (Rechts). Farbschüssel: Grau – Kohlenstoff, Weiß – Wasserstoff, Rot – Sauerstoff. Bis-GMA enthält zwei Phenolringe, die aufgrund ihrer Größe und Planarität die Flexibilität des Moleküls entlang seiner Hauptachse einschränken. Das macht das Molekül starr. Dazu besitzt das Molekül zwei Hydroxylgruppen, die Wasserstoffbrücken mit anderen Molekülen ausbilden können, die aber auch für eine geringfügige Hydrophilie von Bis-GMA verantwortlich sind. Diese beiden Eigenschaften beeinflussen das Elastizitätsmodul, die Fließfähigkeit und die Quell-Anfälligkeit<sup>13, 16</sup>.

### 2.2.2 Photoinitiatoren

Seit seiner Erfindung in 1971 durch Dart und Nemcek<sup>17</sup> wird Campherchinon (CQ)/ Tertiäramin für das Lichthärten von zahnmedizinischen Kompositen verwendet. Der Hauptvorteil von CQ Systemen ist die einfache und unbedenkliche Aktivierung mit sichtbarem Licht. Es ist keine Beleuchtung mit UV-Licht nötig, welches eventuell das orale Weichgewebe schädigen kann<sup>18</sup>. Positiv ist darüber hinaus die einfache Handhabung. Ohne Licht können CQ und Tertiäramin im selben Gefäß koexistieren, was die Herstellung von einzeln verpackten und vorgemischten („ready to use“) Produkten ermöglicht<sup>18</sup>.

Während einer photochemischen Redoxreaktion (Absorptionsmaximum 468 nm) geht CQ eine so genannte Wasserstoffabstraktionsreaktion ein. CQ absorbiert blaues Licht und es entsteht ein Komplex mit Tertiäraminen. Danach zerfällt dieser Komplex, wobei freie Radikale entstehen, die sich von den Tertiäraminen ableiten (Abbildung 4)<sup>18, 19</sup>.

Obwohl CQ/ Amin-Systeme viele Vorteile haben, ist die gemeinsame Verwendung mit Monomermolekülen problematisch, da diese Säurereste enthalten. Es kommt dadurch zu einer unproduktiven Säure-Base-Reaktion mit dem Komplex. Dabei entsteht ein Ammoniumsalz<sup>19</sup>, welches eine größere Verzögerung bei der Lichtaktivierung verursacht und die Bindungsstärke zwischen Schmelz und Fissurenversiegler mindert<sup>19</sup>.

### 2.2.3 Füllkörper

Füllkörper bilden einen wichtigen Bestandteil von Fissurenversiegeln. Erfahrungen aus Studien der 1970er Jahre, als in Fissurenversiegeln noch keine Füllkörper eingesetzt wurden<sup>12</sup>, belegen dies. Die deutsche zahnmedizinische Fachgesellschaft riet damals, aufgrund der genannten schlechten Eigenschaften, sogar von einer prophylaktischen Behandlung mit Fissurenversiegeln ab<sup>20</sup>. In der Tat kommt es ohne Füllkörper zu einer Reihe von physikalischen Nachteilen, die zu einem frühzeitigen Verlust der Versiegelung führen: große Polymerisationsschrumpfung, großer Wärmeausdehnungskoeffizient<sup>21</sup>, erhöhte Abrasion und extreme Belastungen des Versiegler-Schmelz-Verbundes<sup>7</sup>.

Füllkörper, die Verwendung in Fissurenversiegeln finden, können aus einer Vielzahl von Materialien bestehen: Quarz, Silikat, Barium-Glas, Lithium, Strontium, Titanoxid usw.<sup>13</sup>. Die Zugabe von Füllkörpern verbessert die physikalischen Eigenschaften des Fissurenversiegels<sup>22</sup>. Die Größe der verwendeten Füllerpartikel wird variiert, um die mikromechanischen Eigenschaften zu optimieren<sup>13, 23</sup>. Die Werkstoffeigenschaften verwendeter Fissurenversiegler sind nicht nur vom Füllkörperanteil und der Größe der darin enthaltenen Partikel abhängig, sondern auch von Herstellungsprozess, Material oder der Kombination aus verschiedenen Partikelgrößen<sup>13</sup>.

Darüber hinaus ist eine weitere Klassifizierung nach dem Grad der Viskosität sinnvoll. Für verschiedene Indikationen sind verschiedene Viskositäten entwickelt worden. Bei Fissurenversiegeln sind fließfähige Varianten erforderlich. Weiterhin werden diese je nach Einsatzbereich unterteilt: für die kariespräventive Nutzung werden



besonders fließfähige Mischungen benötigt, während für erweiterte Fissurenversieglerbehandlungen eine verminderte Fließfähigkeit erwünscht ist<sup>24</sup>.

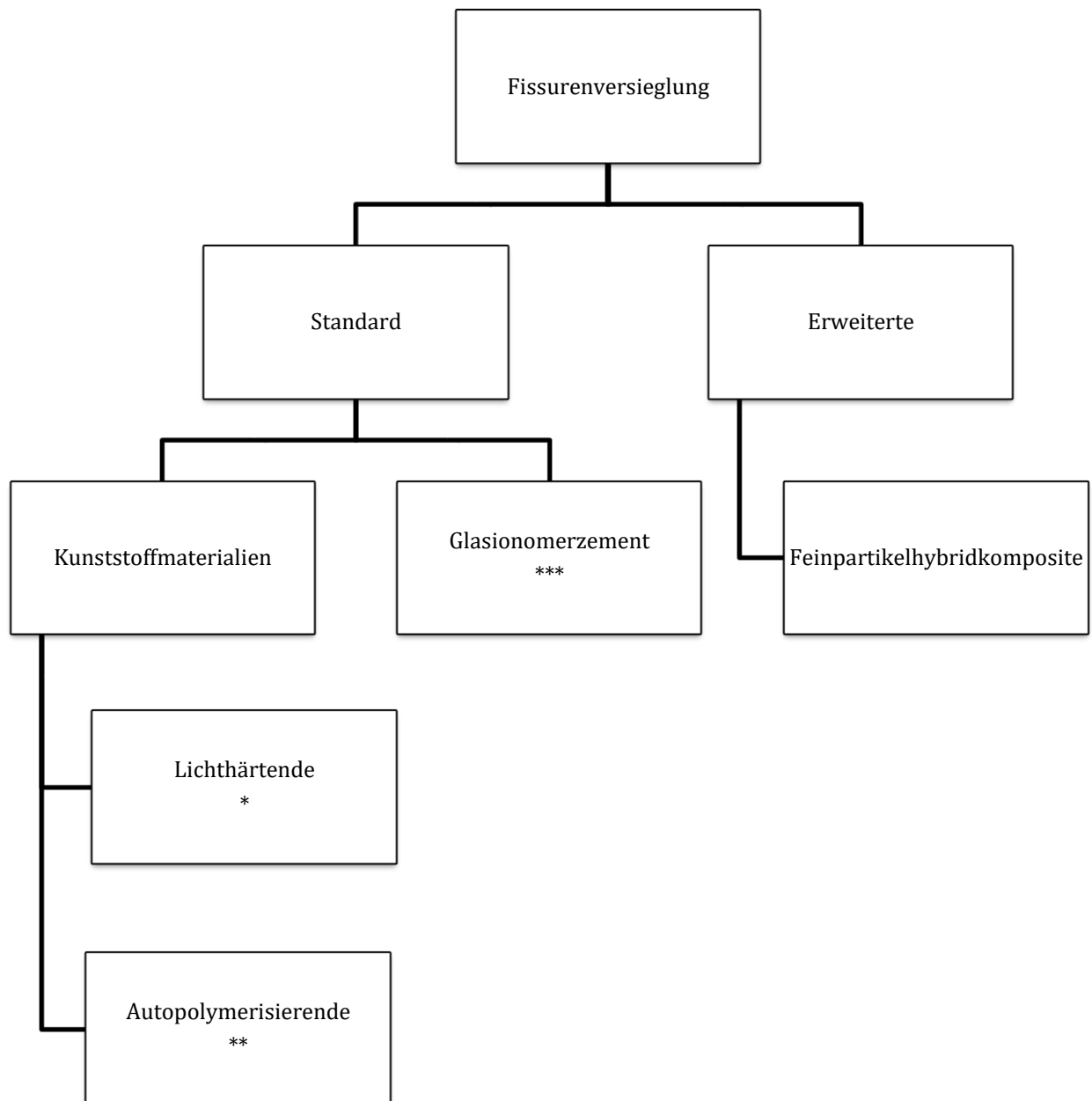
#### *2.2.4 Verbundphase*

Der Verbund zwischen der organischen Matrix und dem Füller wird durch eine Silanisierung erzielt. Silane können Glas chemisch an eine organische Matrix binden. Einerseits gehen die Silanolgruppen des Silans eine Kondensationsreaktion mit der Glasoberfläche der Füllkörper ein. Andererseits erfolgt eine kovalente Bindung der Methacrylsäuregruppe des Silans mit dem Matrixkunststoff der organischen Phase<sup>2, 13, 25</sup>.

Die Versiegler polymerisieren im Mund zu einem kreuzvernetzten Polymer, wenn sie mit einem Lichthärtungsgerät bestrahlt werden<sup>12</sup>.

### *2.3 Materialtypen der Fissurenversiegler*

Unterschiedliche Typen von Fissurenversiegler anhand der Zusammensetzung sind in der folgenden Grafik zusammengefasst:



\*mit sichtbarem Licht polymerisierende Fissurenversiegler sind erhältlich in verschiedenen Kombinationen:

- ungefüllt
- gefüllt, Füllergehalt variiert zwischen 0 und 74 %<sup>5</sup>
- mit Fluorid, konstante lokale Fluoridfreigabe, fördert Bildung von Fluorapatit<sup>26</sup>
- ohne Fluorid

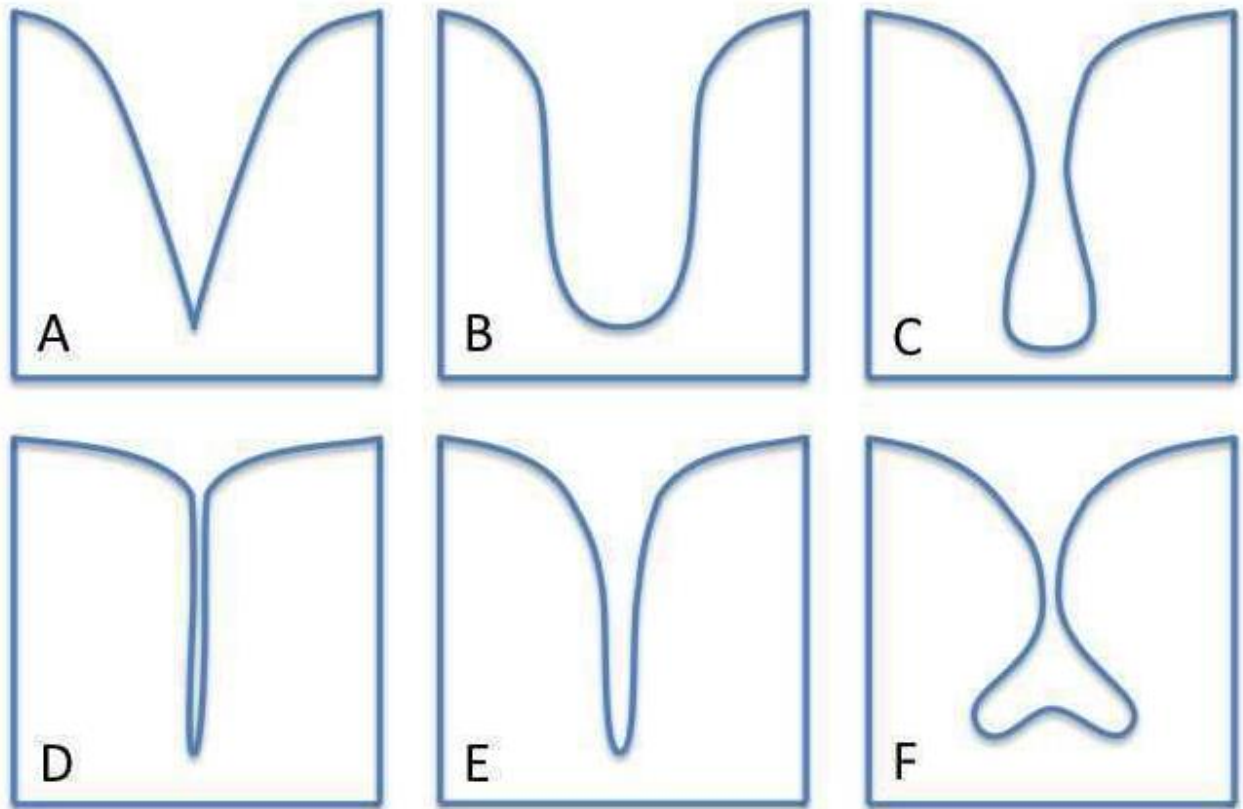
**\*\*Autopolymerisierende Fissurenversiegler müssen vor der Applikation eingerührt werden<sup>2</sup>.**

**\*\*\*Glasionomerzement basierte Fissurenversiegler ermöglichen klinische Verarbeitung auch unter Feuchtigkeitseinfluss. Es entsteht eine chemische Verbindung zwischen Schmelz und dem Glasionomerzementversiegler, was eine Säure-Ätz-Technik obsolet macht. Die Chemische Haftung beträgt, in Vergleich zu lichthärtenden Fissurenversiegler mit Säure-Ätz-Technik, nur 1/3<sup>27</sup>. Nach zweijähriger Liegedauer sind ca. 15% der Glasionomerzement-Fissurenversiegler noch intakt<sup>11</sup>. Aufgrund der Fließeigenschaften ist die Applikation in engen Fissuren erschwert<sup>2</sup>.**

## *2.4 Fissurenmorphologie und Ziele der Fissurenversiegelung*

Das Fissurenrelief ist auf die präeruptive Reifung des Zahnschmelzes zurückzuführen. Dabei entsteht eine okklusale Oberfläche der Molaren, Höcker und Fissuren, die oft tiefe, verwinkelte Einkerbungen und eingezogene Rillen und Furchen beinhalten<sup>28, 2</sup>. Als Folge der präeruptiven Reifung des Zahnes weisen Fissuren weniger Mineral- und Fluoridgehalt im Vergleich zu Inzisalkanten und Zahnhöckern auf<sup>29</sup>. Aufgrund der lokalen Fluoridapplikation auf die Zahnoberfläche nach dem Durchbruch, ist die Fluoriddiffusion in Fissurenbereich durch vermehrte Plaqueablagerung auf dem Fissurenboden nicht ausreichend<sup>30, 2</sup>. Somit stellen Fissuren eine größere Prädilektionsstelle für die Kariesentstehung als die Glattoberflächen des Zahnes dar<sup>2, 31</sup>. Die Fissuren bei den bleibenden Molaren haben sehr unterschiedliche

Formen: unter anderem Spalten, Ampullen, V-Formen usw. (Abbildung 2). Fissuren haben unterschiedliche Tiefen von bis zu 1,2 mm und Breiten zwischen 0,005 mm und 0,2 mm<sup>2, 4, 32-34</sup>.



**Abbildung 2:** Morphologie und verschiedene Fissurenformen\*. A) V-förmige Fissur. B) Breite Fissur. C) Ampullenartig erweiterte Fissur. D) Sehr schmale Fissur. E) Verengte Fissur. F) Doppeltgegabelte, ampullenförmige Fissur. \*Nach Riethe<sup>34</sup>

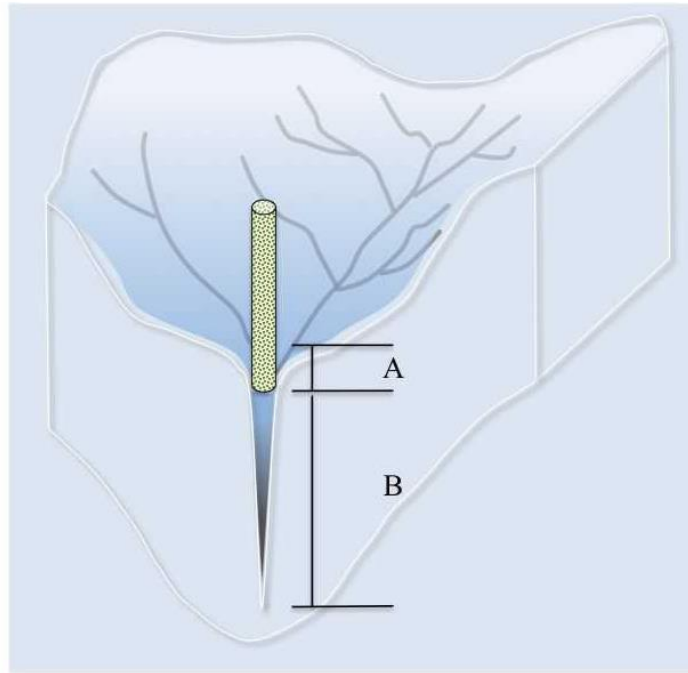
Es gibt eine Reihe von Studien, die vermehrte Plaqueakkumulation im Zusammenhang mit Fissurenreliefs untersuchten<sup>35, 36</sup>. Die Struktur kann so ungünstig sein, dass eine adäquate Reinigung praktisch unmöglich ist (Abbildung 3), was zu vermehrter Plaqueablagerung und hoher Bakteriendichte führt<sup>2</sup>. Abbildung 3 zeigt eine schematische Darstellung der Größenverhältnisse zwischen einer

einzelnen Zahnbürstenborste (gelber Zylinder, Durchmesser ca. 0,17 mm) und einer Kauflächenfissur. Die gesamte Tiefe einer Fissur beträgt bis zu 1,2 mm. Nur die oberen 0,2 – 0,4 mm sind typischerweise zugänglich (Bereich A). Die restlichen, tieferen Bereiche der Fissur sind sogar für eine einzelne Borste zu eng und unzugänglich (Bereich B)<sup>2, 32</sup>.

In der Durchbruchszeit der Molaren ist die Plaqueakkumulation im Bereich der Fissuren besonders erhöht<sup>37</sup>. Bis zum 14. Lebensjahr ist der häufigste Kariesbefall im Bereich der Fissuren, mit bis zu 60-90 %<sup>1, 38</sup>. 6 bis 12-Jährige Kindern weisen überwiegend Initialkaries bzw. Kariesläsionen bei den ersten bleibenden Molare auf<sup>39</sup>.

Es wurde festgestellt, dass die Morphologie der Zahnoberfläche die Plaqueakkumulation beeinflusst. Molaren mit tiefen, engen Fissuren und steilen Höckerabhängen neigen vermehrt zu Plaqueablagerung<sup>40</sup>. Das Resultat ist Fissurenkaries.

Die beginnende Karies kann sich rasch und unter sich gehend ausbreiten, da die Schmelzdicke am Fissurenboden oft sehr gering ist<sup>2, 34, 41, 42</sup>.



**Abbildung 3:** Die Morphologie der Fissuren verhindert oft ihre adäquate Reinigung mit den Borsten einer Zahnbürste.

Einzelne Zahnbürstenborste (gelber Zylinder, Durchmesser ca. 0,17 mm) mit einer Kauflächenfissur<sup>2, 28, 33</sup>

A+B: gesamte Fissurentiefe ca. 1,2 mm<sup>2, 27, 32</sup>

A: zugänglicher Bereich 0,2 – 0,4 mm

B: unzugänglicher Bereich

Die Aufgabe von Fissurenversiegeln ist, schwer zugängliche Fissuren und Grübchen auszufüllen und einen absolut dichten Verschluss zu gewährleisten. Es dürfen keine Spalten zwischen Zahnschmelz und Material entstehen, so dass weder Mikroorganismen noch kariogenes Substrat in die Fissuren eindringen können und eventuell verbliebende Mikroorganismen unter dem Versiegler keine Überlebenschancen haben<sup>2, 43</sup>.

Ein Fissurenversiegler verschließt dicht enge und tiefe Fissuren der bleibenden Molaren bzw. Prämolaren und dient als eine Art

Barriere gegen kariogene Mikroorganismen und kariogenem Substrat. Es ermöglicht gleichermaßen eine adäquate tägliche Zahnpflege der okklusalen Oberflächen des Zahnes<sup>2, 44</sup>.

## *2.5 Fissurenversiegler und Retention*

Eine sorgfältige Durchführung der klinischen Schritte und die Anätzung mit Orthophosphorsäure (37%) haben entscheidende Auswirkung auf eine lang anhaltende Retention der Fissurenversiegler auf der Zahnoberfläche. Die empfohlene Schmelzätzungszeit für die Milchmolaren beträgt 120 Sekunden und die Ätzzeiten des Schmelzes der bleibenden Molaren 60 Sekunden<sup>2</sup>. Das Resultat des Ätzvorgangs ist eine klinisch sichtbare kreidig-opake Ätzzone<sup>2</sup>. Es entsteht im Zahnschmelz eine vergrößerte Oberfläche mit mikroretentivem Ätzmuster. Das Ätzrelief wird in Abhängigkeit von ungleicher Auflösung von Interprismatischer Substanz bzw. Schmelzprismen in drei Typen unterteilt:

- Ätztyp I: hauptsächlich Schmelzprismen herausgelöst
- Ätztyp II: vorwiegend zwischenprismatische Substanz angeätzt
- Ätztyp III: Mischtyp, gleichmäßige Auflösung von Schmelzprismen wie auch Interprismatischer Substanz<sup>2</sup>

In der Ätzzone gehen ca. 10 Mikrometer (max. Tiefen bis zu 30-50 Mikrometer) Schmelzoberfläche verloren, wobei eine schwammartige Struktur entsteht. Niedrig visköse Fissurenversiegler können somit in

die entstandenen Hohlräume penetrieren und mikromechanisch an der Schmelzoberfläche haften<sup>2</sup>.

Mehrere klinische Studien zeigen, dass die Retentionsrate der Fissurenversiegler, bei richtiger Durchführung der Arbeitsschritte, relativ hoch ist. Die Retentionsrate liegt im ersten Jahr zwischen 74% und 96,3%, nach drei Jahren bei 70,6-76,5%<sup>46, 47</sup>. Eine andere klinische Studie belegt, dass 93% aller Fissurenversiegler nach 30 bis 36 Monaten noch intakt waren<sup>45</sup>.

## *2.6 Fissurenversiegler und Kariesreduktion, Effektivität, klinische Studien*

Bleibende Zähne sind in den ersten vier Jahren während und nach dem Durchbruch besonders kariesgefährdet<sup>3</sup>. Dank dem Einsatz von Kariespräventionsmaßnahmen, wie Ernährungsberatung, Fluoridierungsmaßnahmen, fluoridiertes Speisesalz, fluoridhaltige Zahnpaste, Mundhygieneinstruktionen in Kindergärten und Schulen, Individualprophylaxe, Motivation und regelmäßige Kontrolluntersuchungen durch Zahnarzt und zahnärztliches Personal, als auch Fissurenversiegelungen, konnte eine deutliche Kariesreduktion erreicht werden<sup>30</sup>. Durch den Einsatz von Fissurenversiegler wird eine Kariesreduktion von bis zu 86% im ersten Jahr, bis zu 78,6% im zweiten Jahr und bis zu 58,2% im dritten Jahr erzielt<sup>45, 46</sup>.

Mehrere klinische Studien belegen, dass die Anwendung von Fissurenversiegler eine okklusale Kariesreduktion nach sich zieht<sup>48, 49, 35, 50, 51</sup>. Die deutliche kariesprotektive Wirkung von



Fissurenversiegeln hat eine klinische Studie gezeigt. Es wurden fissurenversiegelte und nicht fissurenversiegelte Molaren auf Kariesläsionen untersucht. 77% der nicht versiegelten Molaren wiesen nach 9 Jahren eine Kariesläsion auf, wohingegen versiegelte Molaren nur mit 27% betroffen waren<sup>52, 53</sup>.

In einer 6-jährigen klinischer Studie wurden zwei Patientengruppen auf Kariesbefall untersucht. Probanden, die am Anfang der Studie eine Fissurenversiegelung erhalten haben, wiesen auf den betroffenen Zähnen 25% Kariesläsionen auf. Dagegen hatte die Kontrollgruppe mit nicht versiegelten Zähnen 75% Kariesbefall bzw. Füllungen<sup>54</sup>. Eine andere klinische Studie belegt die Effektivität von Fissurenversiegeln. Nach 10 Jahren wiesen versiegelte Molaren 22% weniger Karies und 70% weniger Füllungen im Vergleich zu nicht versiegelten Molaren auf<sup>55</sup>. Eine weitere Studie belegt, dass die versiegelten Zähne 50% weniger kariesgefährdet sind, als die unversiegelten<sup>52, 56-60</sup>.

In einer Reihe von weiteren Studien reicht die Spannbreite des kariesprotektiven Effektes von Fissurenversiegeln zwischen 33% und bis zu 77% aus<sup>61</sup>.

## *2.7 Klinische Arbeitsschritte*

Für einen lang anhaltenden Erfolg der zahnärztlichen Behandlung sind sowohl die Zusammensetzung des Fissurenversieglers als auch eine saubere und genaue Arbeitsweise des Behandlers ausschlaggebend.

Zunächst muss das Arbeitsfeld entsprechend vorbereitet werden. Dies umfasst das sorgfältige Reinigen des Fissurenreliefs, eine absolute Trockenlegung und das Einhalten der Ätzzeiten<sup>2, 4</sup>.

Die Trockenlegung des Arbeitsfeldes spielt eine entscheidende Rolle während der Behandlung mit Fissurenversiegeln. Nur so kann erreicht werden, dass der Verschluss zwischen dem Zahn und dem Versiegler intakt ist<sup>62</sup>. Eine absolute Trockenlegung und ein speichelfreies Arbeitsfeld sind mit Hilfe von Kofferdam zu erreichen<sup>63</sup>. Im Praxisalltag wird zumeist eine relative Trockenlegung mit Hilfe von Watterollen und der Vier-Hand-Technik erreicht. Direkt nach der Behandlung werden in der Regel keine Unterschiede feststellbar sein. Es gibt aber Studien die belegen, dass bereits nach einem Jahr deutliche Unterschiede feststellbar sind. Dabei weisen die mit Kofferdam gelegten Fissurenversiegler sowohl höhere Retentionsraten als auch weniger Kariesstellen unter dem Fissurenversiegler auf<sup>64, 111</sup>.

Das Applizieren des Versieglers muss blasen- und überschussfrei sein. Anschließend muss die Polymerisation sorgfältig durchgeführt werden, wobei sowohl die Belichtungszeiten als auch die Belichtungsabstände eingehalten werden müssen<sup>2, 4</sup>.

Da es keinen direkten Kontakt zum Antagonisten geben darf, muss stets eine Okklusionskontrolle erfolgen. Neben den Okklusionsstörungen und den daraus resultierenden Problemen sind Fissurenversiegler im Hinblick auf ihre mikromechanischen Eigenschaften nicht für Kaubelastungen ausgelegt<sup>2, 4, 12</sup>.

Um die bei der Polymerisation entstehende Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen, wird zum Abschluss noch poliert<sup>2, 4</sup>. Anschließend werden die behandelten Zähne fluoridiert.

Nachkontrolle und Recall in festgelegten Intervallen sollten regelmäßig erfolgen<sup>2, 4</sup>. Dabei sollte die erste Nachkontrolle innerhalb der ersten sechs Monate erfolgen<sup>2, 4</sup>.

## *2.8 Indikationen und Kontraindikationen von Fissurenversiegeln*

Folgende Indikationen bestehen bei der Behandlung mit Fissurenversiegeln:

- kariesfreie, anatomisch ungünstige, stark kariesgefährdete Fissuren und Grübchen bei Milch-, bleibenden Molaren, Prämolaren, aber auch Foramina coeca von Front- und Eckzähne
- gesunde Fissuren und Grübchen bei Patienten mit erhöhtem Kariesrisiko (Patienten mit Behinderung, Patienten mit Migrationshintergrund, Patienten aus sozialschwachen Verhältnissen, Patienten, die unter Xerostomie leiden, Patienten mit festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen)
- Fissuren und Grübchen, mit einer vorhandenen Läsion, die aber noch auf Zahnschmelz begrenzt ist<sup>4</sup>

Gemäß Indikationen kann man Fissurenversiegelungen in drei Gruppen unterscheiden: Präventive (prophylaktisch), therapeutische und erweiterte Versiegelungen<sup>2</sup>:

- präventive: gesunde, kariesfreie Fissur wird versiegelt
- therapeutische: Initialkaries ist vorhanden, Fissur wird versiegelt
- erweiterte: Kariesläsion ist vorhanden, minimalinvasive Kariesexkavation und anschließende erweiterte Fissurenversiegelung mit niedrig viskösem Komposit

Folgende Kontraindikationen sollten beachtet werden:

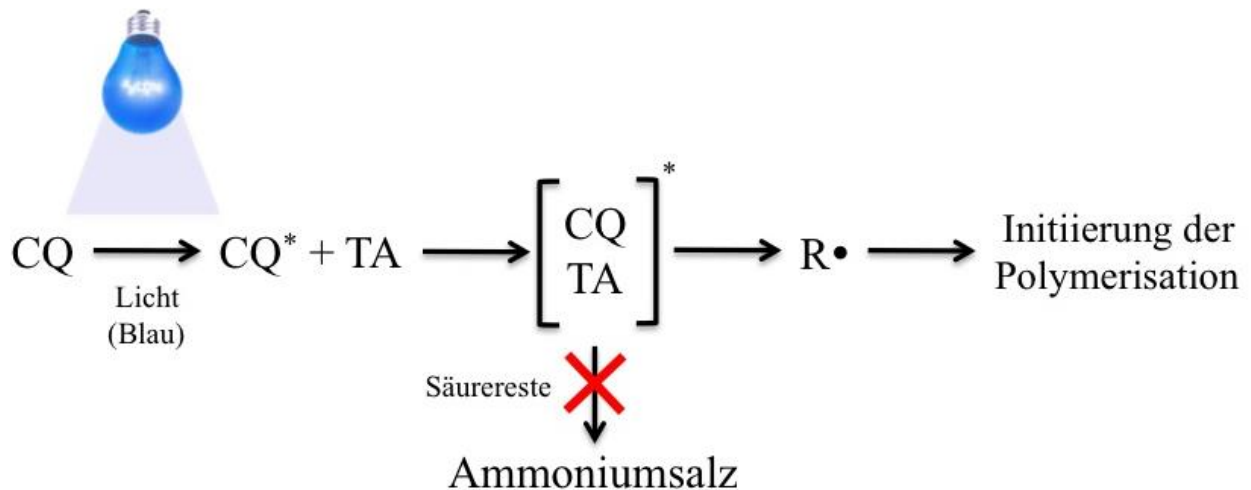
- Allergie gegen Bestandteile der Fissurenversiegler
- Michmolaren, die kurz vor Exfoliation stehen
- unvollständig durchgebrochene Zähne, bei denen eine adäquate Trockenlegung praktisch unmöglich ist. In Ausnahmefällen kann man temporäre Versiegelung mit Glasionomierzement vorziehen
- okklusale Kavitationen im Dentinbereich<sup>4</sup>

Abschließend kann man sagen, dass bei Patienten mit kariesfreiem, gesundem Gebiss auf Fissurenversiegelung verzichtet werden kann, da ein eventuell zukünftiger Kariesbefall als gering einzustufen ist<sup>2, 4, 65</sup>.

## *2.9 Polymerisation und LED-Polymerisationslampen in der modernen Zahnheilkunde*

Die am häufigsten verwendeten Fissurenversiegler sind lichthärtende Materialien<sup>2</sup>. Ein langjähriger klinischer Erfolg ist stark abhängig vom genauen Einhalten des Polymerisationsvorgangs<sup>66</sup>. Eine Vielzahl von Faktoren beeinflusst das Endergebnis. Bei der Polymerisationslampe sind vor allem Beleuchtung, Beleuchtungsspektrum, Beleuchtungsstärke, „soft start“, „fast cure“, pulsierende Polymerisation und Form des Lichtleiters der Lampe ausschlaggebend<sup>66, 67</sup>. Des Weiteren spielen aber auch die Zusammensetzung der Fissurenversiegler, wie z.B. anorganische Füller, organische Matrix und Farbe, eine Rolle<sup>66, 67</sup>.

Moderne zahnmedizinische Licht emittierende Diode (LED)-Polymerisationslampen sind im Hinblick auf ihre Wellenlänge optimal auf Campherchinon (CQ) (Absorptionsmaxima 468 nm) abgestimmt<sup>18</sup>. Während einer photochemischen Reaktion geht CQ eine so genannte Wasserstoffabstraktionsreaktion ein. CQ absorbiert blaues Licht und es entsteht ein Komplex mit Tertiäraminen. Nachträglich zerfällt dieser Komplex, wobei freie Radikale entstehen, die sich von Tertiäraminen ableiten<sup>18, 68</sup> (Abbildung 4).



**Abbildung 4:** Photochemische Reaktion von Campherchinon (CQ) mit Tertiäraminen (TA)\*. In einer nicht produktiven Reaktion geht ein Teil des CQ-TA-Komplexes verloren. Tertiäramin kann mit Säureresten (z. B. Phosphat- oder Carboxylgruppen) reagieren, was zur Bildung von unerwünschten Ammoniumsalzen führt. \*Nach Tay et al.<sup>19</sup>

Rencz und Kollegen<sup>67</sup> haben verschiedene Polymerisationslampen untersucht und festgestellt, dass mindestens 20 s Belichtungszeit notwendig sind, um Kompositschichten von 2 mm ausreichend zu polymerisieren. Kürzere Zeiten ergeben keine adäquate Polymerisation.

### 3. Zielsetzung

Ziel dieser Dissertation war, die breite Spanne von kommerziell erhältlichen Fissurenversiegeln *in vitro* untereinander zu vergleichen. Dabei sollte das Polymerisationsverhalten und die Änderung der mikromechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit von variierenden Belichtungszeiten und Belichtungsabständen analysiert werden. Das Bestreben dieser Arbeit war die Ermittlung von einheitlichen, klinisch relevanten Belichtungsabstand und Belichtungszeit, die bestmögliche Ergebnisse für adäquate Polymerisation und mikromechanischen Eigenschaften liefern.

# 4. Materialien und Methoden

## 4.1 *Materialien*

Es wurden 13 verschiedene Fissurenversiegler ausgewählt (Abbildung 5 und Tabelle 2):



**Abbildung 5:** Die 13 verschiedenen Fissurenversiegler in ihrer Originalverpackung bzw. Applikatoren.



**Tabelle 2: Zusammenfassung der Fissurenversiegler, die in dieser Studie verglichen wurden (Herstellerspezifikationen)**

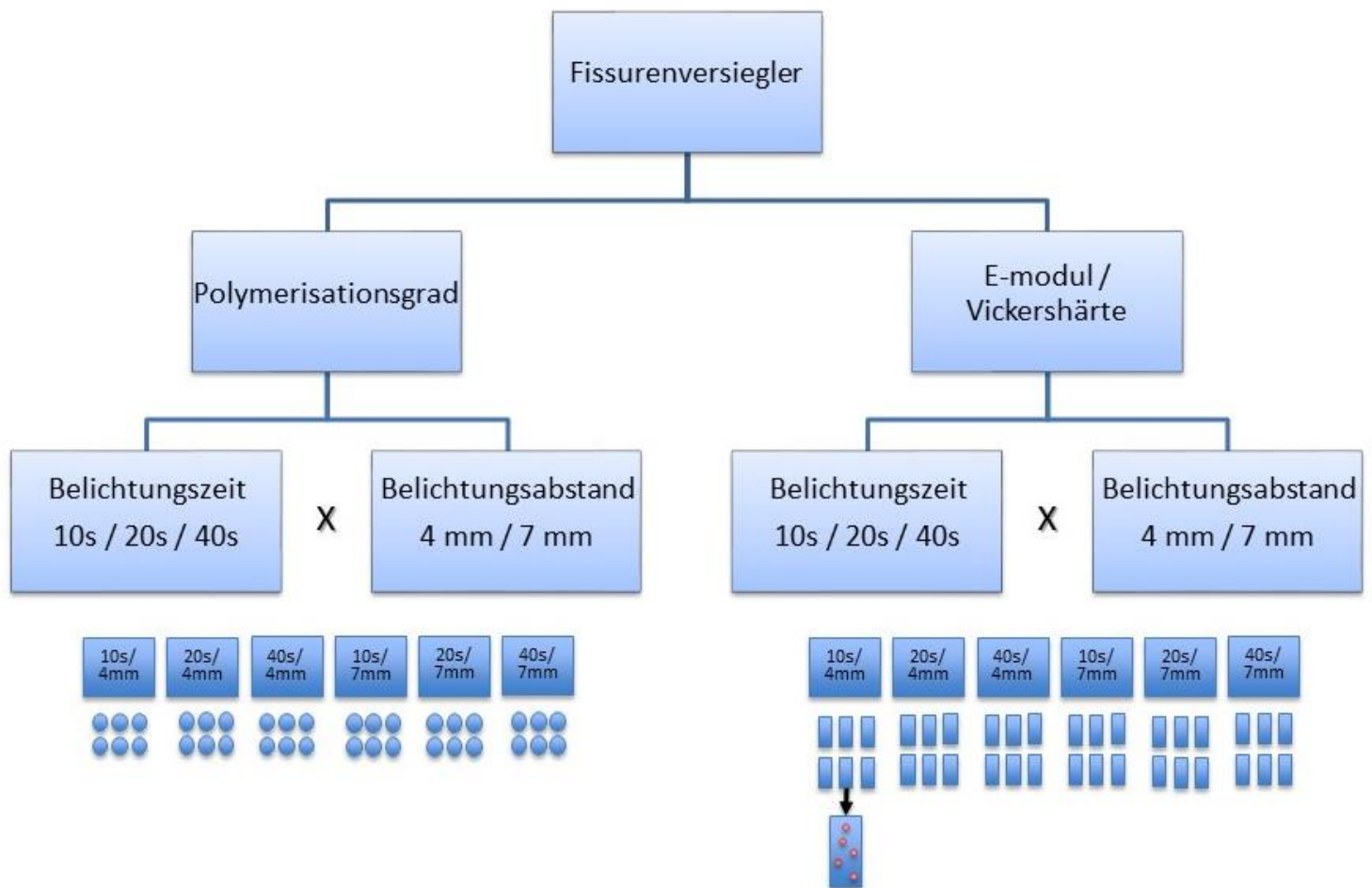
Markenname	Hersteller (LOT Nr.)	Zusammensetzung (Farbe)	Aushärtung
Clinpro	3M ESPE (N333694)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA/ TEGDMA <b>Füller:</b> Keine <b>Fluorid:</b> Ja (Hellgelb)	Licht
Delton	Dentsply (111003)	<b>Matrix:</b> Keine Angabe <b>Füller:</b> Siliciumdioxid <b>Fluorid:</b> Nein (Weiß)	Licht
Delton FS+	Dentsply (100218)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA/ TEGDMA <b>Füller:</b> 53 % Gw. Barium-Aluminium- Fluoroborat-Silikat-Glas <b>Fluorid:</b> nein (Weiß)	Licht
Dyract-seal	Dentsply (0908001309)	<b>Matrix:</b> PENTA/ DMAEMA/ DEGDMA <b>Füller:</b> Strontium-Alumino-Fluoro-Silikat Glas <b>Fluorid:</b> Ja (Weiß)	Licht/ Chemisch (Compomer)
Embrace Wetbond	Pulpdent (100218)	<b>Matrix:</b> Urethandimethacrylat <b>Füller:</b> 43% Gw. Mischung von Hydrophilen und Hydrophoben Materialien <b>Fluorid:</b> Ja (Gelb/ Weiß)	Licht
Fissurit-F	Voco (1012227)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, UDMA <b>Füller:</b> 9.5% Gw. Siliciumdioxid <b>Fluorid:</b> Ja (Weiß)	Licht
Grandio Seal	Voco (1024382)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, TEGDMA <b>Füller:</b> 70% Gw. <b>Fluorid:</b> Ja (Gelb/Weiß)	Licht
Helioseal	Ivoclar Vivadent (P46901)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, TEGDMA <b>Füller:</b> keine <b>Fluorid:</b> Nein (Weiß)	Licht

Helioseal Clear	Ivoclar Vivadent (P83091)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, TEGDMA <b>Füller:</b> keine <b>Fluorid:</b> Nein (Transparent)	Licht
Helioseal F	Ivoclar Vivadent (P60584)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, TEGDMA, UDMA <b>Füller:</b> 20% Gw. Fluorosilikatglas, 21.5 % Gw. Siliciumdioxid <b>Fluorid:</b> Ja (Weiß)	Licht
Ionosit Seal	DMG (635691)	<b>Matrix:</b> keine Angaben <b>Füller:</b> Ionomerglas <b>Fluorid:</b> Ja (Weiß)	Licht/ Chemisch (Compomer)
Teethmate F1	Kuraray (00118C)	<b>Matrix:</b> Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat <b>Füller:</b> <10 % Gw. <b>Fluorid:</b> Ja (Transparent)	Licht
Ultrasal XT plus	Ultradent (B4S8F)	<b>Matrix:</b> Bis-GMA, Diurethandimethacrylat <b>Füller:</b> 58 % Gw. <b>Fluorid:</b> Ja (Weiß)	Licht

---

*Abkürzungen: BisGMA - Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat, BisEMA - Bisphenol-A-Polyethylen-Glycol-Dietherdimethacrylat, UDMA - Urethandimethacrylat, TEGDMA - Triethylenglycoldimethacrylat, PENTA - Dipentaerythritol-Penta-Acrylatmonophosphat, DEGDMA - Diethylen-Glycol-Dimethacrylat, DMAEMA - N,N-Dimethylaminoethylmethacrylat*

## 4.2 Studiendesign



468 Prüfkörper  
(13 x 3 x 2 x 6)

468 Prüfkörper  
(13 x 3 x 2 x 6)

2340 Messpunkte  
(13 x 3 x 2 x 6 x 5)

### *4.3 Messmethodik - Polymerisationsgrad mittels Fourier-Transformations-Infrarotspektrometer (FTIR)*

Verwendete Geräte:

Spektrometer:

Fourier-Transformations-Infrarot-  
spektrometer (FTIR) Thermo  
Nicolet (Nexus), Smart Endurance  
(Nr. AES0300884) (Abbildung 6)

Polymerisationslampe:

Elipar FreeLight 2 (LED, 3M-ESPE)  
1400mW/cm<sup>2</sup> (Nr. 939820013826)  
(Abbildung 8)

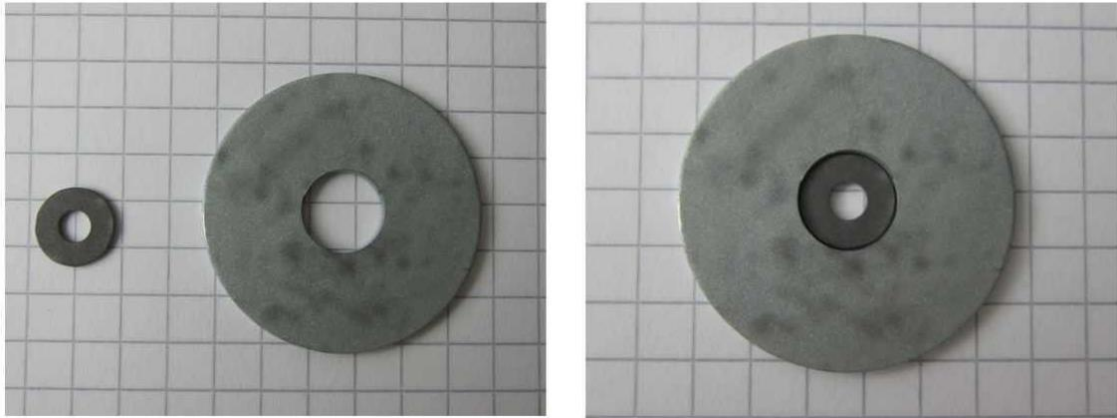


**Abbildung 6:** FTIR (Fourier-Transformations-Infrarotspektrometer) Thermo Nicolet (Nexus) mit Smart Endurance ATR Modul. Im Betrieb muss das Gerät zusätzlich mit flüssigem Stickstoff gekühlt werden. Der Stickstoff wird durch die Öffnung an der linken Seite zugeführt (roter Pfeil). Der Prüfkörpermessbereich befindet sich im vorderen Mittelfeld des Gerätes (grüner Pfeil) auf dem ATR (Attenuated Total Reflectance) Modul.

Es wurden drei verschiedene Belichtungszeiten festgelegt (10 s, 20 s, 40 s) sowie zwei Belichtungsabstände (4 mm, 7 mm). Je Parameter wurden sechs Prüfkörper herangezogen. Daraus ergibt sich eine Gesamtzahl von 468 Prüfkörper (13x3x2x6).

Für die Polymerisationsgraduntersuchung wurde eine selbst hergestellte, feste Schablone verwendet, welche genau in das FTIR-Gerät passte und in der Mitte eine runde Aussparung für den Prüfkörper mit einem Durchmesser von 4,3 mm und einer Tiefe von 1 mm besaß. Die Schablone bestand aus zwei vorgefertigten Metallplättchen, die miteinander verbunden waren. Das erste Plättchen besaß einen Durchmesser von 30 mm, war 1 mm dick und hatte eine Aussparung von 8,5 mm. Das zweite Plättchen wurde so beschliffen, dass es in die innere Aussparung des ersten Plättchens passte. Das kleinere Plättchen wurde so gewählt, dass seine Höhe 0,9 mm betrug und somit etwas flacher war. Dadurch wurde verhindert, dass überschüssiges Material auf das erste Plättchen übergeht, womit eine präzise Prüfkörperhöhe von 1 mm gewährleistet wurde. Die Überschüsse konnten sich auf das kleinere Plättchen verteilen. Dies war erforderlich, um Verfälschungen durch Überschüsse zu verhindern. Die innere Aussparung des zweiten Plättchens betrug nur 4,3 mm, was den Materialverbrauch minimierte. Die beiden Plättchen wurden miteinander verbunden und die Oberfläche mit Sandstrahler bearbeitet, um Lichtreflexion bzw. Lichtabsorption zu minimieren (Abbildung 7).

Um bei allen Versuchen einen identischen Abstand zwischen Lichtaustrittspunkt und Prüfkörper zu gewährleisten, wurden zwei Adapter im Labor selbst hergestellt. Dazu wurde ein Stahlzylinder verwendet, dessen innerer Durchmesser genau der Aussparung des FTIR-Geräts entsprach. Der Zylinder wurde von innen mit Wachspatten sorgfältig eben ausgekleidet und das Ganze in Gips ein-



**Abbildung 7:** Eine selbstgefertigte Schablone, die genau in die FTIR-Messeinheit passte, wurde aus zwei Metallplättchen zusammengestellt. Beide Plättchen wurden sandbestrahlt. Das innere Plättchen minimierte nicht nur den Materialverbrauch, sondern sorgte ebenfalls dafür, dass der Überschuss entweichen konnte. Das äußere Plättchen gewährleistete eine Tiefe des Prüfkörpers von 1 mm.

gebettet. Nach dem Aushärten wurde das Wachs ausgebrüht und in den entstandenen Hohlraum Prothesenkunststoff appliziert. Um Homogenität und blasenfreie Kunststoffpolymerisation zu gewährleisten, wurde ein Drucktopf verwendet. Nach dem Polymerisationsvorgang wurde der entstandene Kunststoffzylinder ausgebettet und ausgearbeitet. Anschließend wurden zwei Zylinder von je 4 mm bzw. 7 mm Höhe mit einer Trennscheibe abgetrennt. Auf den entstandenen Zylinder wurde ein sandbestrahltes Metallplättchen mit einer Aussparung von 8,5 mm mit Hilfe von Sekundenkleber befestigt. Die Aussparung wurde so gewählt und eingepasst, dass sie sich genau mittig befand, das distale Ende des Lichtleiters genau in die Aussparung passte und somit eine Ebene mit der Schablone bildete. Um ein Verwackeln des Lichtleiters zu

verhindern und dadurch während mehrerer Polymerisationsvorgänge eine immer genau gleiche reproduzierbare Position zu gewährleisten, wurde aus Silikon eine Art Lichtquellenhalterung modelliert. Diese Silikonhalterung wurde an das Metallplättchen mit Hilfe von Sekundenkleber befestigt. Der Aufbau wurde so gewählt, dass sowohl der Prüfkörper als auch das distale Ende des Lichtleiters parallel zueinander lagen und die Lichtquelle sich genau mittig über dem Prüfkörper befand (Abbildung 8).



**Abbildung 8:** Links: Die Polymerisationslampe Elipar FreeLight 2 (LED, 3M-ESPE), 1400 mW/cm<sup>2</sup> (Nr. 939820013826), die für alle Experimente der vorgelegten Arbeit benutzt wurde. Oben rechts: Eigenhändig, nach Maß angefertigter Adapter für den Lichtleiter der Polymerisationslampe. Dies waren aus zwei Gründen notwendig: 1. Abstand zwischen Lichtquelle (Austrittsfenster des Lichtleiters) und Prüfkörper sollte konstant bei genau



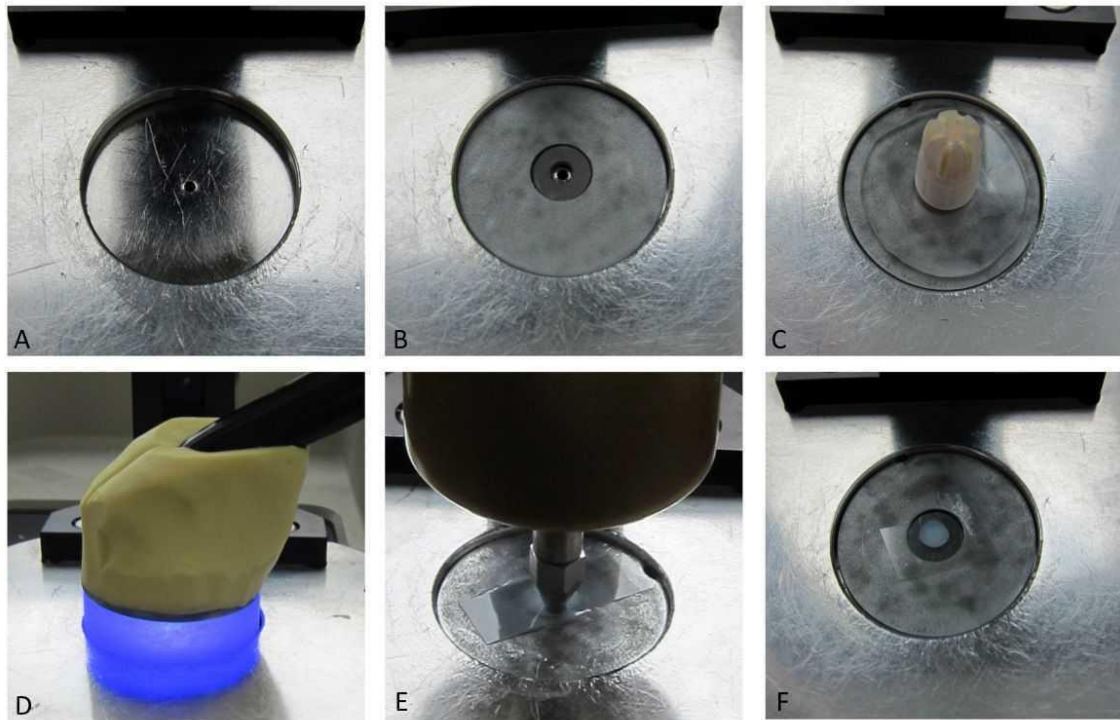
*4 mm bzw. 7 mm gehalten werden. 2. Das Ende des Lichtleiters befand sich immer zentriert und parallel über dem Prüfkörper, so dass der Lichtkegel jeden Prüfkörper gleich bestrahlt hat. Ein Verwackeln des Lichtleiters war durch die Konstruktion ausgeschlossen. Unten rechts: Adapter ist auf dem Lichtleiter der Polymerisationslampe montiert, dessen Austrittsfenster somit genau eine Ebene mit der Schablone bildete. Der Zylinder des Abstandshalters ist aus Prothesenkunststoff gefertigt.*

Der flüssige, nicht polymerisierte Fissurenversiegler wurde blasenfrei in die Aussparung der Schablone appliziert, mit einer durchsichtigen Matrize bedeckt und mit einem Acrylglasplättchen auf Höhe der Schablone nivelliert, um die gewünschte Prüfkörperhöhe von 1 mm zu erreichen. Dabei ermöglichte die Schablone einen geringen Materialverbrauch und sorgte dafür, dass der Prüfkörper immer korrekt ausgerichtet wurde. Zusätzlich sorgte diese Vorrichtung dafür, dass die Prüfkörper immer von gleicher Tiefe waren. Der Prüfkörper wurde umgehend polymerisiert und gleichzeitig die umgesetzten Doppelbindungen mit dem FTIR-Spektrometer (Abbildung 6) in Echtzeit gemessen. Dabei passte der maßangefertigte Adapter für den Lichtleiter genau in die Aussparung des ATR Moduls. Ein Verwackeln des Lichtleiters wurde durch diese Konstruktion ausgeschlossen, so dass die Geometrie des Vorgangs für alle Prüfkörper stets identisch war: Belichtungsabstand (4 mm, 7 mm) und Belichtungszeit (10 s, 20 s, 40 s). Um zu verhindern, dass die Prüfkörper während des Polymerisationsvorgangs und der damit verbundenen Kontraktion nicht von dem Messfenster abheben, wurde ein „Aufdruck Turm“ verwendet (Abbildung 9).

Die Schablone war unten offen, so dass der nicht polymerisierte Prüfkörper des Fissurenversieglers direkt auf dem Messbereich der ATR Moduls lag. Der Polymerisationsgrad (DC) wurde bei der Echtzeitmessung von den durch die Polymerisationsreaktion umgesetzten Kohlenstoffdoppelbindungen über einen Zeitraum von fünf Minuten (Compomere 20 min) wie folgt ermittelt: Das Verhältnis wurde zwischen den Intensitäten des Absorptionsmaximas bei 1634  $\text{cm}^{-1}$  (C=C) und bei 1608  $\text{cm}^{-1}$  (Referenz) vor und während der gesamten Messung gemessen. Der Polymerisationsgrad für Wetbond und Dyract Seal wurde ohne Referenzpunkt berechnet, da die Absorptionsmaxima bei 1608  $\text{cm}^{-1}$  fehlten.

Der Polymerisationsgrad wurde zu jedem Zeitpunkt durch folgende Formel ermittelt:

$$DC\% = [1 - (1634 \text{ cm}^{-1} / \text{Ref.}) \text{ während} / (1634 \text{ cm}^{-1} / \text{Ref.}) \text{ vor}] \times 100$$



**Abbildung 9:** Prüfkörperplatzierung und Messvorbereitung am FTIR.

*A: Vertiefung im Messbereich für Prüfkörperaufnahme*

*B: Prüfkörperschablone in Position*

*C: Prüfkörper mit einer durchsichtigen Matrize bedeckt und auf 1 mm nivelliert*

*D: Start der Polymerisation*

*E: Prüfkörper mit „Aufdruck Turm“*

*F: Prüfkörper nach Beendigung des Experimentes*

#### 4.4 *Messmethodik - Mikromechanische Eigenschaften mittels Universalhärtemessverfahren*

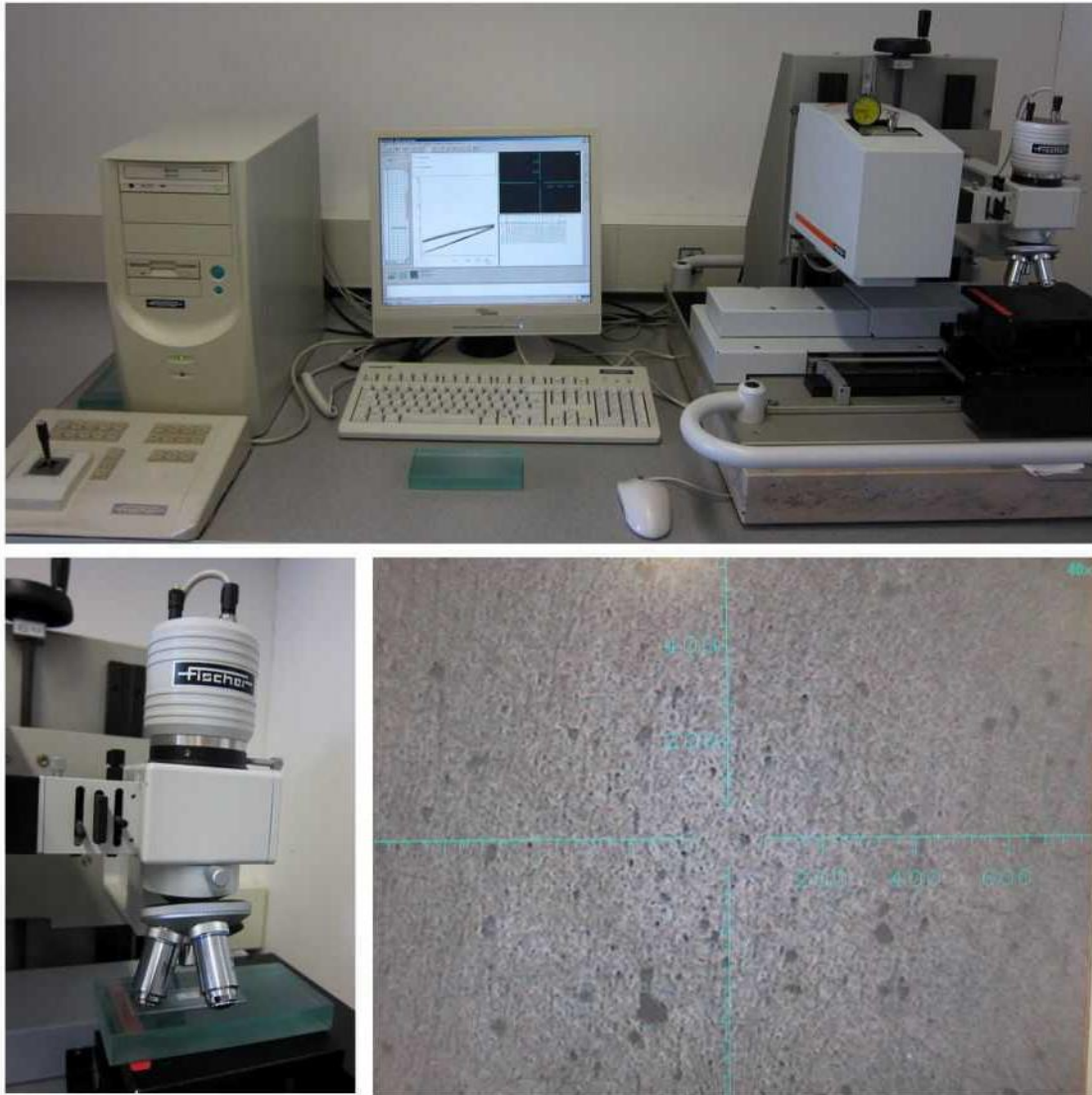
Verwendete Geräte:

Universalhärtemessverfahren:

Fischerscope H100C (Fischer GmbH,  
Sindelfingen) (Nr. SN010001149)  
(Abbildung 10)

Polymerisationslampe:

Elipar FreeLight 2 (LED, 3M-ESPE)  
1400 mW/cm<sup>2</sup> (Nr. 939820013826)  
(Abbildung 8)



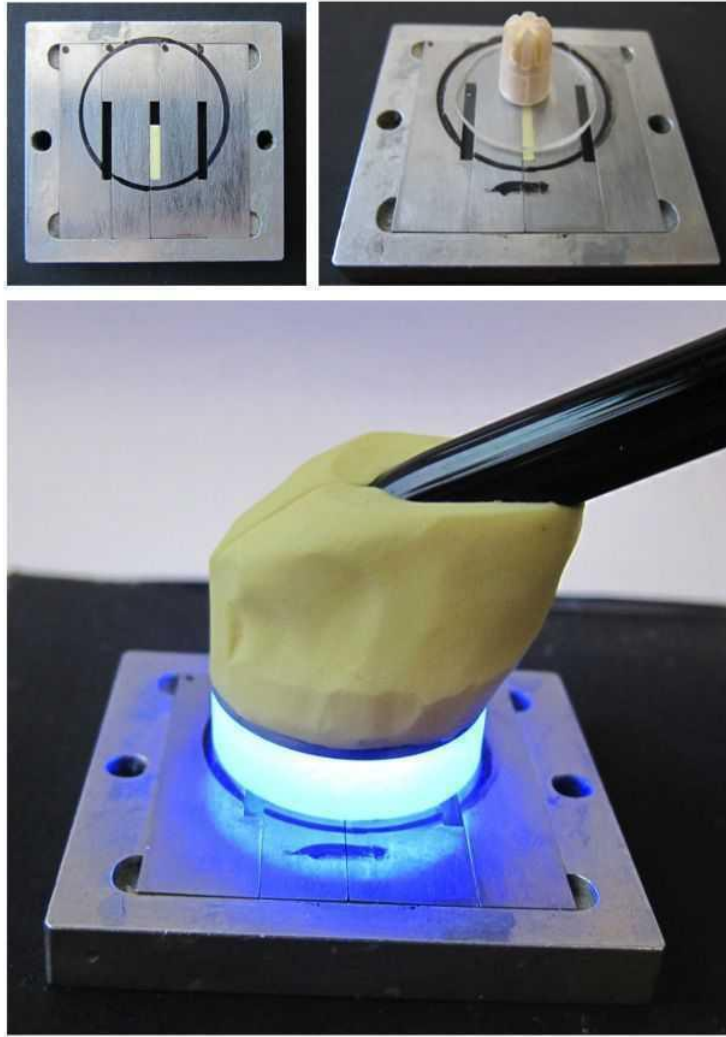
**Abbildung 10:** Fischerscope H100C Messsystem zur Untersuchung von Vickershärte und E-Modul der Fissurenversiegler. Oben: Der Fischerscope H100C hat folgende Hauptkomponenten: Ein Rechner mit eigenem Softwareprogramm zur Steuerung der Gerätfunktionen, als auch zum erfassen und speichern der Messdaten. Eine Kreuzhebelsteuerung zum bewegen, positionieren und inspizieren des Prüfkörpers. Ein Hauptgerät mit Prüfkörperhalterung, die über die Kreuzhebelsteuerung betätigt wird, einem Mikroskop und Messkopf mit Prüfkraftapparat. Unten links: Der Prüfkörper (Objekträger mit sechs Fissurenversieglerstäbchen) wird auf einen Spezialträger aus Glas gelegt. Mit dem Mikroskop wurden fünf

*Messpunkte pro Stäbchen ausgesucht. Dabei wurde auf glatte und blasenfreie Oberfläche geachtet. Die Koordinaten der Messpunkte wurden durch die Software gespeichert, an das Messprotokoll übergeben und so automatisch der Reihe nach gemessen. Unten rechts: Bild der Prüfkörperoberfläche zur Beurteilung von Glätte und Blasenfreiheit.*

Es wurden drei verschiedene Belichtungszeiten festgelegt (10 s, 20 s und 40 s) und zwei unterschiedliche Belichtungsabstände (4 mm und 7 mm). Für jeden Parameter wurden sechs Stäbchen mit jeweils fünf Messpunkten untersucht. Daraus ergaben sich für die 13 Fissurenversiegler 2340 Messpunkte (13x3x2x6x5).

Es wurden dieselben Lampenadaptoren verwendet, die bereits bei dem FTIR-Versuch eingesetzt waren (Abbildung 8).

Mit Hilfe einer Metallschablone wurden die Prüfkörper in Form von Stäbchen von 2 mm Dicke und 5 mm Länge hergestellt. Die Fissurenversiegler wurden direkt in die Stäbchenform appliziert. An der Ober-, wie auch an der Unterfläche, wurde der Prüfkörper mit einer Matrizenfolie komprimiert und anschließend polymerisiert. Im Aufbau wurde ebenfalls beachtet, dass Prüfkörper und distales Ende des Lichtleiters parallel zueinander lagen und sich die Lichtquelle genau mittig über dem Prüfkörper befand (Abbildung 11).



**Abbildung 11:** Schablone zur Fertigung des „Stäbchen-Prüfkörpers“ (5 mm x 2 mm x 2 mm) für die mikromechanischen Untersuchungen. Oben links: Eine Markierung, die eine genaue wiederholte Positionierung des Lichtleiteradapters mit dem gewünschten Abstand gewährleistete, ist auf die Schablone gezeichnet. Das Prüfkörperfenster wurde von unten mit einer durchsichtigen Matrize ausgelegt. Oben rechts: Nachdem der flüssige, nicht polymerisierte Fissurenversiegler ohne Blasen in die Schablone appliziert und mit einer durchsichtigen Matrize bedeckt wurde, erfolgte eine Nivellierung mit einem Acrylglasplättchen auf die Höhe der Schablone (2 mm). Unten: Start der Polymerisation. Der maßangefertigte Adapter für den Lichtleiter ist auf die Markierung der Schablone zentriert



*und der Polymerisationsvorgang wurde gestartet. Das ausgehärtete Prüfkörperstäbchen wurde sofort von der Schablone entfernt und die obere Seite des Prüfkörpers markiert, um später die Ausrichtung des Prüfkörpers identifizieren zu können, und anschließend im Wärmeschrank 24 Std. lang bei 37 °C unter erhöhter Luftfeuchtigkeit gelagert.*

Nach dem Polymerisierungsvorgang wurde das Stäbchen sofort aus dem Former entnommen und zur Markierung der Prüfkörperausrichtung mit einem Stift gekennzeichnet. Anschließend wurden die Prüfkörper bei 37 °C 24 Stunden lang unter erhöhter Luftfeuchtigkeit (Abbildung 12) gelagert (destilliertes Wasser).

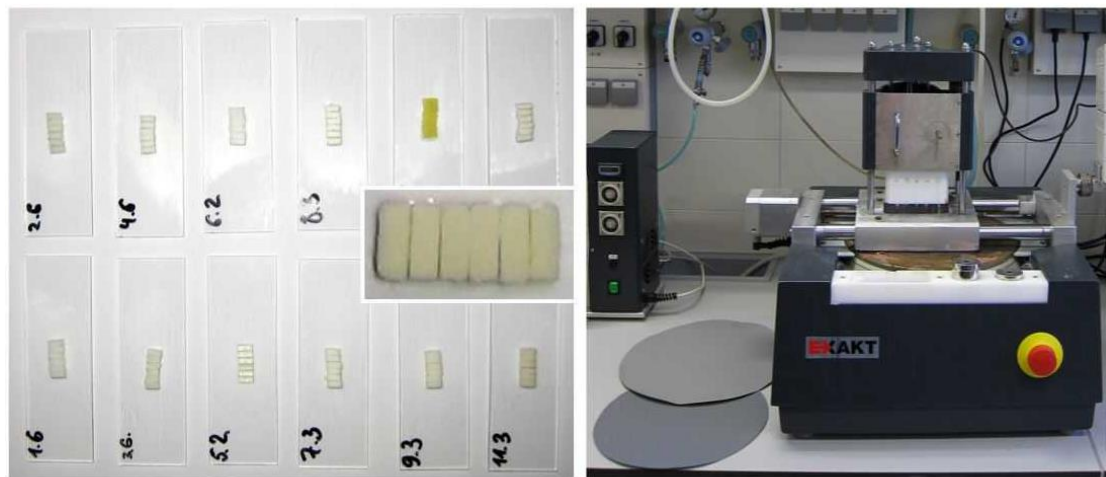


**Abbildung 12:** Lagerung der Fissurenversieglerstäbchen. Links: Je Versuchsparameter und je Fissurenversiegler wurden sechs Stäbchen gefertigt. Diese wurden in einer Prüfkörperschachtel sortiert und eindeutig gekennzeichnet. Jedes Kompartiment ist mit einem in destilliertem Wasser getränkten Lappenstückchen ausgekleidet. Im Deckel der Schachtel liegt ebenfalls ein in destilliertem Wasser getränktes Lappenstück. Rechts: Die verschlossene Schachtel wurde in einem Wärmeschrank bei 37 °C



*gelagert. Nach 24 Std. wurden die Stäbchen unmittelbar vor der Messung der mikromechanischen Eigenschaften aus dem Wärmeschrank entnommen und für die Messung vorbereitet.*

Unmittelbar vor der Messung wurden die Prüfkörper mit Sekundenkleber auf einen Objektträger fixiert. Dabei zeigte die markierte Oberfläche nach oben. Anschließend wurde die Sauerstoffinhibitionsschicht mittels schleifen und polieren mit Silikonkarbide Schleifpapier der Körnung 2500 und 4000 entfernt (Abbildung 13).

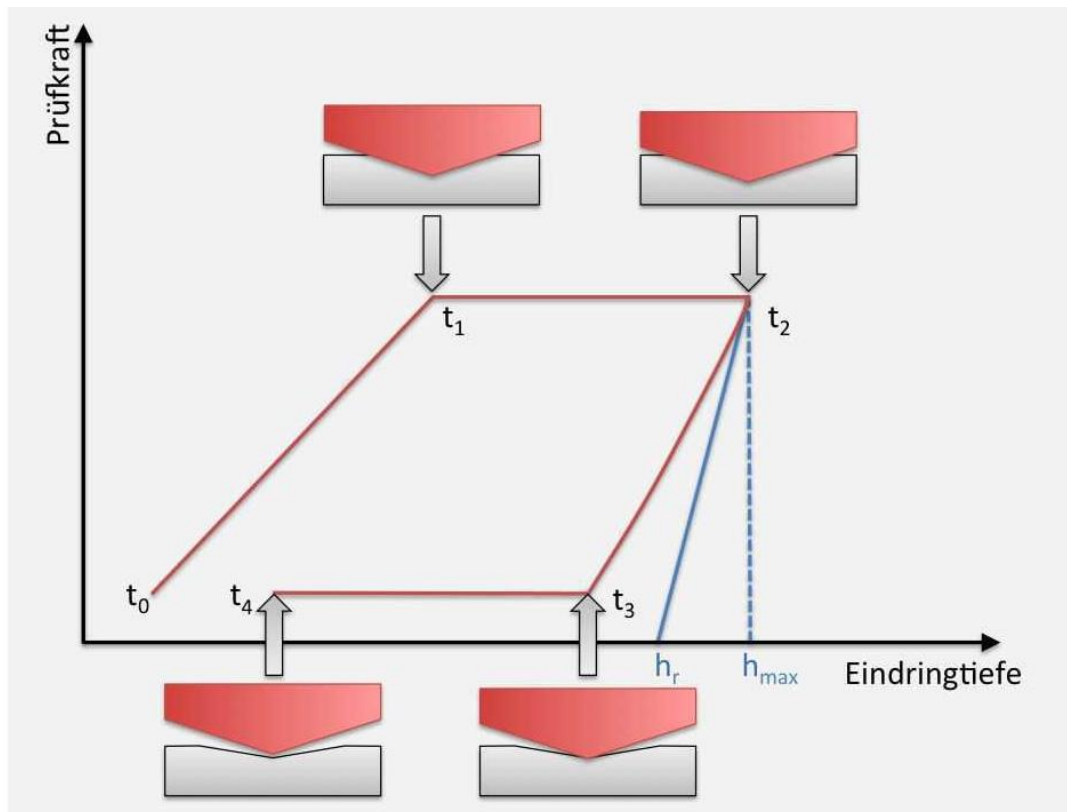


**Abbildung 13:** Vorbereitung des Fissurenversieglerstäbchenprüfkörpers zur Messung am Fischerscope H100C. Links: Mit Sekundenkleber wurde die Unterseite des Stäbchens auf einen Glasobjektträger fixiert. Je Versuchsparameter wurden sechs Stäbchen auf einen Objektträger geklebt. Jeder Objektträger war klar gekennzeichnet zur späteren Identifizierung von Material und Parameter. Zu beobachten sind die unterschiedlichen Farben der verschiedenen Fissurenversiegler. Eine Vergrößerung der Stäbchen eines Parametersatzes ist im linken Bild

*eingebettet. Rechts: Nach der Befestigung der zu messenden Stäbchen auf dem Objektträger wurde ein zweistufiger Poliervorgang durchgeführt, um die entstandene Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen. In dem ersten Vorgang wurde mit der Körnung 2500 poliert, gefolgt von dem zweiten mit Körnung 4000 (Silikonkarbid- Schleifpapier ist links neben der Schleifmaschine zu sehen).*

Alle Messungen der Vickershärte und des E-Moduls wurden mittels eines Universalhärtemessgeräts (Fischerscope H100C, Abbildung 10) durchgeführt (Messung der Universalhärte gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Report ISO TR 14 577). An jedem Stäbchen wurden unter dem Mikroskop sorgfältig fünf Messpunkte ausgewählt und dabei auf blasenfreie und glatte Oberfläche geachtet.

Zur Messung wurde die Prüfkraft kontinuierlich von 4 mN auf 500 mN gesteigert, über 5 s konstant gehalten und anschließend wieder abgesenkt. Der Eindringkörper bestand aus einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und einem Winkel von  $136^\circ$  (Abbildung 14)<sup>69, 70</sup>. Während des Zyklus wurden die aufgebrachte Prüfkraft und die Eindringtiefe des Prüfkörpers kontinuierlich überwacht, so dass das Hystereseverhalten in der Be- und Entlastungskurve verfolgt werden konnte.



**Abbildung 14:** Messzyklus des Härteprüfverfahrens, Fischerscope H100C\*. Ein Eindringkörper aus Diamant (rot) wird in die Oberfläche des Prüfkörpers eingedrückt (grau). Bei dem Vorgang wurden Prüfkraft und Eindringtiefe gemessen. Der Zyklus ist in folgenden Abschnitten entlang der Zeitpunkte von  $t_0$  bis  $t_4$  beschrieben und dargestellt:

$t_0 - t_1$ : konstante Prüfkraftaufbringung von minimaler bis maximaler Prüfkraft. Plastische und elastische Verformung ergeben den gesamten Härteeindruck. Nur in diesem Zeitabschnitt erfolgte eine Härteberechnung.

$t_1 - t_2$ : Die maximale Prüfkraft wird während einer vorwählbaren Zeitdauer konstant gehalten. Die gemessene Eindringtiefenänderung gibt Aufschluss über das Kriechverhalten des Materials.

$t_2 - t_3$ : Rücknahme der Prüfkraft. Aus der Steigung der sich ergebenden Kurve bei  $F_{max}$  wird das E-Modul berechnet.

$t_3 - t_4$ : Die minimale Prüfkraft wird konstant gehalten.

\*Nach Prof. Dr. Ilie<sup>69</sup> und Helmut Fischer GmbH<sup>70</sup>.

Der Quotient aus applizierter Prüfkraft und der von ihr erzeugten Eindruckoberfläche ergibt die Universalhärte. Mit Hilfe einer in der Fisherscope-Systemsoftware enthaltenen Datenbank wurden die Messwerte der Universalhärte in Vickershärte umgerechnet. Das E-Modul wurde anhand der Steigung der Tangente an der Entlastungskurve bei  $F=F_{\max}$  automatisch bestimmt.

#### 4.5 *Statistische Analyse*

Die Resultate der beiden Experimente wurden mit einer multifaktoriellen Analyse (GLM) beurteilt. Für die multifaktorielle Analyse wurden die drei Faktoren "Material", "Belichtungszeit" und "Belichtungsabstand" herangezogen und der partielle Eta-Quadrat-Wert bestimmt (Signifikanz  $\leq 0,05$  (Alpha-Wert)).

Im Anschluss wurde für jedes Material eine einfaktorielle Analyse durchgeführt, die jeweiligen Faktoren "Belichtungszeit" und "Belichtungsabstand" beurteilt und ebenfalls der partielle Eta-Quadrat-Wert bestimmt (Signifikanz  $\leq 0,05$  (Alpha-Wert)).

Mit Microsoft Excel wurden Mittelwerte mit Standardabweichungen berechnet.

## 4.6 *Null Hypothesen*

Es wurden folgende Nullhypothesen definiert:

### 4.6.1 *Polymerisationsgrad*

- Material hat keinen Einfluss auf den Polymerisationsgrad
- Belichtungszeit hat keinen Einfluss auf den Polymerisationsgrad
- Belichtungsabstand hat keinen Einfluss auf den Polymerisationsgrad.

### 4.6.2 *Mikromechanische Eigenschaften*

- Material hat keinen Einfluss auf die mikromechanischen Eigenschaften.
- Belichtungszeit hat keinen Einfluss auf die mikromechanischen Eigenschaften.
- Belichtungsabstand hat keinen Einfluss auf die mikromechanischen Eigenschaften.

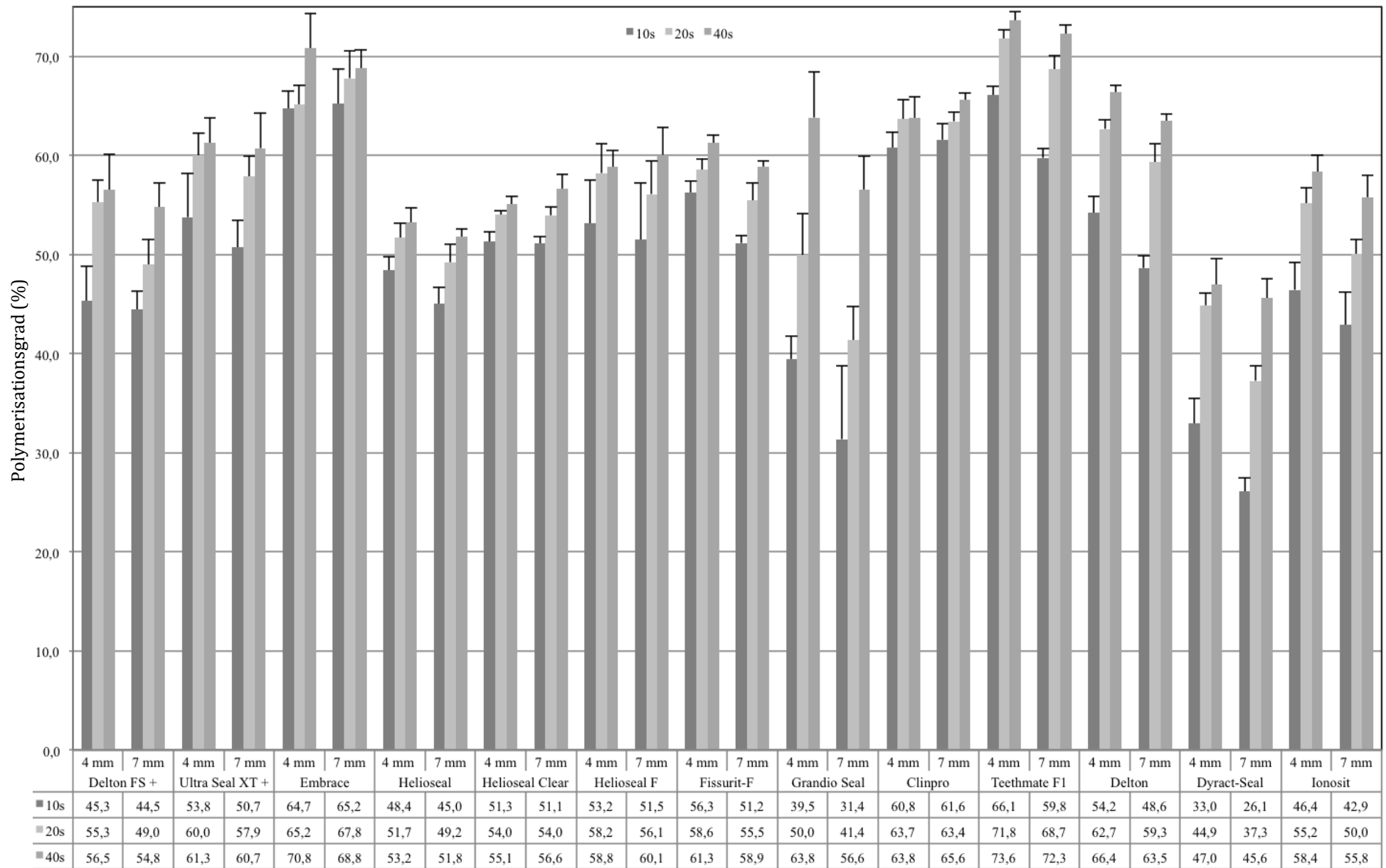
# 5. Ergebnisse

## 5.1 *Polymerisationsgrad*

Die Messergebnisse des Polymerisationsgrads wurden für jedes Material in Abhängigkeit von Belichtungszeit und Belichtungsabstand in Abbildung 15 zusammengefasst. Der durchschnittliche Polymerisationsgrad beträgt zwischen 41,4% und 73,6% über alle Materialien. Nur fünf Messungen lagen unterhalb dieses Bereichs. Der niedrigste Wert für Dyract Seal (10 s/7 mm) betrug 26,1%, der höchste Messwert lag bei 73,6% (40 s/4 mm) für Teethmate F1. Die Differenz im Polymerisationsgrad zwischen 10 und 40 s lag bei einem Mittelwert von 9,4%. Die Bandbreite der Werte lag zwischen 3 und 19%, mit Ausnahme von Grandio Seal, das bis zu 25% erreichte. Exemplarisch zu sehen in Abbildung 16 ist der Verlauf des Polymerisationsgrads über einen Messzeitraum von fünf Minuten für jede Belichtungszeit bei einem Belichtungsabstand von 4 mm. Die

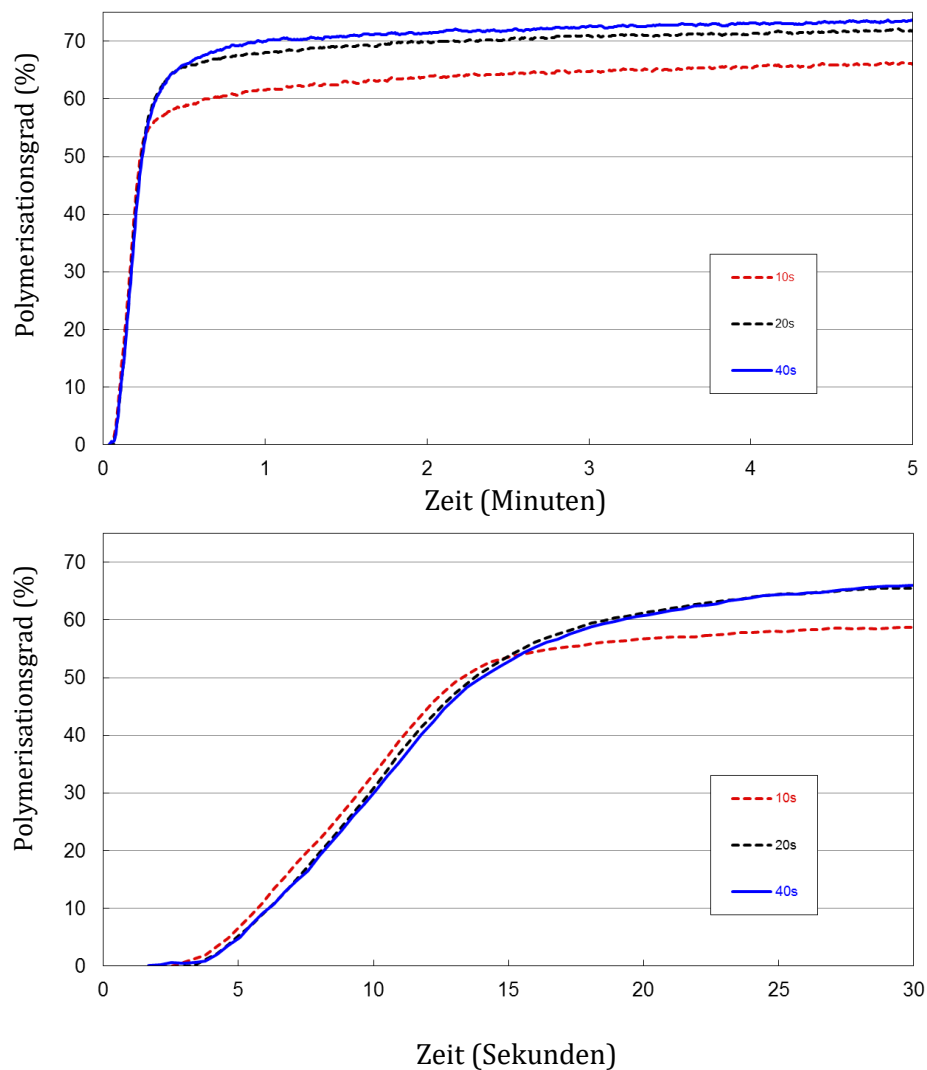
Kurven stellen die Mittelwerte von sechs Prüfkörpern für den Fissurenversiegler Teethmate F1 dar.

Der Partielle Eta-Quadrat-Wert für die Parameter Material, Belichtungszeit und Belichtungsabstand ist in Tabelle 3 zusammengefasst.





◀ **Abbildung 15:** Übersicht über die Ergebnisse der Polymerisationsgradmessungen für alle Materialien, Belichtungszeiten und Belichtungsabstände. Alle Werte zeigen den Mittelwert der Messungen an sechs Prüfkörpern für jede experimentale Bedienung. Fehlerbalken zeigen die Standardabweichung. Einfachheitshalber werden die Mittelwerte unterhalb des Balkendiagramms als Tabelle angezeigt.



**Abbildung 16:** Oben: Die beispielhafte Messkurve für das Material *Teethmate F1* zeigt den Verlauf des Polymerisationsgrads über einen Messzeitraum von fünf Minuten für jede Belichtungszeit bei einem Belichtungsabstand von 4 mm. Die Kurven stellen die Mittelwerte von

sechs Prüfkörpern dar. Unten: Vergrößerter Ausschnitt der oben dargestellten Messkurve (die ersten dreißig Sekunden).

Die Signifikanz ist bei allen drei Parametern erreicht. Der größte Effekt ist im Parameter Material zu beobachten. Der Effekt der Belichtungszeit war ungefähr dreimal höher als der Effekt des Belichtungsabstandes. Die Null Hypothese kann somit in allen drei Fällen verworfen werden.

**Tabelle 3:** Zusammenfassung des Einflusses auf den Polymerisationsgrad in Abhängigkeit von Material, Belichtungsabstand und Belichtungszeit. Alle Werte sind  $\eta_p^2$ .\*

Faktor	Polymerisationsgrad
Material	0,927
Belichtungsabstand	0,266
Belichtungszeit	0,774

\*Nur statistisch signifikante ( $\alpha \leq 0,05$ ) Werte wurden angegeben. Je höher der Wert  $\eta_p^2$ , desto größer ist der Einfluss des gewählten Faktors auf die gemessene Eigenschaft.

Die Resultate wurden für jedes einzelne Material mit Hilfe der einfaktoriellen Analyse in Tabelle 4 zusammengefasst. Der Einfluss der Belichtungszeit war signifikant für alle Materialien. Damit ist die Nullhypothese verworfen.

Für den Belichtungsabstand hingegen ist das Ergebnis nicht so eindeutig. Nur bei acht der 13 geprüften Fissurenversiegler hatte die Belichtungsabstand einen signifikanten Einfluss auf den Polymerisationsgrad.

**Tabelle 4:** Zusammenfassung des Einflusses der Faktoren Belichtungsabstand und Belichtungszeit auf den Polymerisationsgrad für die einzeln getesteten Materialien. Alle Werte in  $\eta_p^2$ .\*

Material	Belichtungsabstand $\eta_p^2$	Belichtungszeit $\eta_p^2$
Delton FS+	0,258	0,757
Ultra Seal XT+	...	0,646
Embrace Wetbond	...	0,673
Helioseal	0,762	0,449
Helioseal Clear	...	0,837
Helioseal F	...	0,435
Fissurit-F	0,758	0,871
Grandio Seal	0,485	0,859
Clinpro	...	0,502
Teethmate F1	0,801	0,957
Delton	0,746	0,960
Dyract-Seal	0,690	0,940
Ionosit-seal	0,449	0,859

\* Nur statistisch signifikante ( $\alpha \leq 0,05$ ) Werte wurden angegeben. Je höher der Wert von  $\eta_p^2$ , desto größer ist der Einfluss des gewählten Faktors auf den Polymerisationsgrad.

## 5.2 Mikromechanische Eigenschaften

Die statistischen Auswertungen der Messergebnisse von Vickershärte und E-Modul sind in Tabelle 5 zusammengefasst. Tabelle 5 zeigt, dass die Parameter Belichtungszeit und Material einen signifikanten Einfluss auf die mikromechanischen Eigenschaften haben, wohingegen der Belichtungsabstand keinen Effekt auf die Vickershärte hat. Damit ist die Nullhypothese verworfen. Der größte Einfluss war im Parameter Material zu sehen. Ein signifikanter Effekt bei verschiedenen Belichtungszeiten war bei E-Modul und Vickershärte zu sehen, wobei der Effekt beim E-Modul stärker hervortrat. Für den Parameter Belichtungsabstand war statistische Signifikanz nur für das E-Modul zu beobachten.

Die detaillierten statistischen Ergebnisse für die mikromechanischen Eigenschaften in Abhängigkeit von Belichtungszeit und Belichtungsabstand sind in Tabelle 6 für jedes einzelne Material zusammengefasst.

**Tabelle 5:** Zusammenfassung des Einflusses von Material, Belichtungsabstand und Belichtungszeit auf die mikromechanischen Eigenschaften, E-Modul (E) und Vickershärte (HV). Alle Werte in  $\eta_p^2$ .\*

Faktor	E	HV
Material	0,939	0,927
Belichtungsabstand	0,049	...
Belichtungszeit	0,297	0,084

\*Nur statistisch signifikante ( $\alpha \leq 0,05$ ) Werte wurden angegeben. Je höher der Wert von  $\eta_p^2$  ist, desto größer ist der Einfluss des gewählten Faktors auf den gemessenen Parameter.

**Tabelle 6:** Zusammenfassung des Einflusses der Faktoren Belichtungsabstand und Belichtungszeit auf die mikromechanischen Eigenschaften, E-Modul (E) und Vickershärte (HV) für jedes einzelne getestete Material. Alle Werte in  $\eta_p^2$ .\*

Material	Belichtungsabstand $\eta_p^2$		Belichtungszeit $\eta_p^2$	
	E	HV	E	HV
Delton FS+	0,570	0,517	...	0,294
Ultra Seal XT+	0,196	0,189	0,272	...
Embrace Wetbond	0,218		0,280	0,348
Helioseal	...	...	0,656	0,581
Helioseal Clear	0,513	0,432	0,289	...
Helioseal F	...	...	0,426	...
Fissurit-F	...	0,137	0,598	0,565
Grandio Seal	0,387	...	0,836	...
Clinpro	...	...	0,376	0,266
Teethmate F1	0,588	0,311	0,740	0,783
Delton	0,184	...	0,496	0,213
Dyract-Seal	0,163	...	0,370	...
Ionosit-seal	...	...	0,815	0,486

\*Nur statistisch signifikante ( $\alpha \leq 0,05$ ) Werte wurden angegeben. Je höher der Wert von  $\eta_p^2$ , desto größer ist der Einfluss des gewählten Faktors auf den gemessenen Parameter.

Es zeigte sich, dass die Belichtungszeit in 20 von 26 Fällen Einfluss hatte und somit die mikromechanischen Eigenschaften stärker beeinflusst, als der Belichtungsabstand. Hier war Signifikanz in nur 13 von 26 Fällen gegeben.

In Tabelle 7 sind Messwerte für E-Modul (GPa) und Vickershärte ( $\text{N/mm}^2$ ) für alle Materialien und für jeden Parameter detailliert zusammengefasst. Der niedrigste E-Modul Wert betrug 2,34 GPa (Embrace Wetbond, 7 mm/20 s), der Höchste 9,70 GPa (Grandio Seal, 4 mm /40 s). Die niedrigste Vickershärte betrug 11,28  $\text{N/mm}^2$  (Embrace Wetbond, 7 mm/20 s) und der höchste Wert 71,20  $\text{N/mm}^2$  (Grandio Seal, 4 mm/10 s). Bei genauem Betrachten des E-Moduls zwischen 10 s und 40 s Belichtungszeit fällt auf, dass bei einem Belichtungsabstand von 4 mm die Differenz des Mittelwerts 0,5 GPa und 1,04 GPa bei 7 mm betrug. Eine vergleichbare Analyse für die Vickershärte hat gezeigt, dass sie mit Erhöhung der Belichtungszeit abnimmt, mit Ausnahme von zwei Materialien bei 4 mm Belichtungsabstand und vier Materialien bei 7 mm Belichtungsabstand.



**Tabelle 7:** Zusammenfassung der Messergebnisse der mikromechanischen Eigenschaften E-Modul (E) und Vickershärte (HV) für jedes Material, alle Belichtungsabstände und Belichtungszeiten. Sämtliche Werte sind der Mittelwert der Messungen an sechs Prüfkörper (wobei an jedem Prüfkörper fünf Messpunkte getestet wurden) für jedes Material und jede Bedingung. Die Standardabweichung ist in Klammern angegeben.

● mit Füller

● ohne Füller

● mit Fluorid

○ ohne Fluorid

● Compomere

Material	Zeit (s)	E 4 mm (GPa)	E 7 mm (GPa)	HV 4 mm (N/mm <sup>2</sup> )	HV 7 mm (N/mm <sup>2</sup> )
Delton FS+	10	7,35 (0,72)	6,30 (0,54)	49,39 (3,51)	45,65 (4,15)
○	20	7,90 (0,45)	6,07 (1,03)	48,46 (3,46)	37,71 (5,74)
	40	7,42 (0,36)	6,34 (0,40)	45,95 (1,63)	39,58 (2,05)
Ultra Seal XT	10	6,46 (1,84)	6,26 (1,21)	39,89 (11,55)	39,50 (8,22)
●	20	6,22 (0,78)	8,88 (0,53)	35,02 (4,34)	49,33 (2,91)
●	40	7,57 (1,32)	8,72 (1,77)	42,02 (6,80)	48,73 (9,52)
Embrace	10	2,86 (0,18)	2,80 (0,25)	15,51 (2,55)	14,20 (1,99)
●	20	2,82 (0,21)	2,34 (0,24)	13,52 (1,16)	11,28 (1,10)
●	40	2,79 (0,14)	2,77 (0,12)	13,00 (0,64)	13,65 (0,60)
Helioseal	10	3,18 (0,17)	2,74 (0,43)	26,43 (3,33)	29,17 (3,03)
●	20	3,55 (0,05)	3,47 (0,16)	23,59 (0,41)	23,70 (1,76)
○	40	3,45 (0,09)	3,59 (0,09)	22,39 (0,67)	23,42 (0,14)
Helioseal Clear	10	3,74 (0,05)	3,36 (0,08)	25,60 (1,32)	21,47 (1,44)
●	20	3,63 (0,15)	3,57 (0,10)	23,83 (1,64)	22,56 (1,32)
○					

Material	Zeit (s)	E 4 mm (GPa)	E 7 mm (GPa)	HV 4 mm (N/mm <sup>2</sup> )	HV 7 mm (N/mm <sup>2</sup> )
	40	3,75 (0,73)	3,63 (0,11)	24,53 (0,77)	23,69 (1,17)
Helioseal F	10	4,88 (0,29)	4,28 (0,44)	27,86 (3,39)	27,38 (4,46)
 	20	5,04 (0,25)	5,23 (0,24)	25,90 (1,96)	27,38 (2,28)
	40	4,98 (0,36)	5,23 (0,31)	24,94 (3,21)	27,38 (2,85)
Fissurit F	10	3,78 (0,81)	3,18 (0,41)	32,43 (5,41)	38,74 (3,84)
 	20	4,40 (0,05)	4,21 (0,05)	29,87 (0,24)	29,90 (0,83)
	40	4,40 (0,07)	4,42 (0,07)	29,40 (0,43)	29,05 (0,55)
Grandio Seal	10	8,12 (0,66)	6,39 (0,58)	71,20 (9,02)	67,82 (16,99)
 	20	9,61 (0,28)	9,42 (0,60)	67,40 (2,94)	71,07 (5,92)
	40	9,70 (0,51)	9,36 (0,40)	65,65 (4,43)	63,25 (4,44)
Clinpro	10	3,84 (0,09)	3,80 (0,05)	24,13 (0,52)	23,91 (0,96)
 	20	3,98 (0,13)	3,92 (0,05)	25,25 (0,33)	24,58 (0,50)
	40	3,95 (0,09)	3,89 (0,04)	24,04 (1,15)	24,15 (0,64)
Teethmate F1	10	3,50 (0,04)	3,05 (0,23)	26,32 (0,77)	34,70 (3,44)
 	20	3,66 (0,05)	3,53 (0,04)	25,67 (0,28)	24,05 (1,32)
	40	3,67 (0,04)	3,57 (0,06)	25,33 (0,11)	24,26 (0,36)
Delton	10	3,52 (0,17)	3,15 (0,52)	28,67 (0,70)	31,40 (8,99)
 	20	3,90 (0,14)	3,59 (0,12)	27,51 (0,59)	27,79 (1,07)
	40	3,81 (0,11)	3,87 (0,64)	25,76 (0,87)	25,62 (0,83)
Dyract Seal	10	4,80 (0,40)	3,06 (0,34)	31,47 (2,18)	22,91 (1,84)
  	20	3,85 (0,18)	4,10 (0,29)	22,91 (2,47)	26,97 (2,53)
	40	4,31 (0,41)	4,81 (0,68)	25,18 (2,60)	28,61 (4,56)
Ionosit Seal	10	4,49 (0,29)	4,74 (0,17)	33,55 (0,99)	38,43 (2,88)
  	20	5,29 (0,19)	5,07 (0,19)	31,45 (2,30)	33,46 (1,35)
	40	5,71 (0,10)	5,31 (0,18)	34,14 (1,16)	31,01 (1,65)

## 6. Diskussion

Das Ziel der vorliegenden Dissertation war, die Auswirkung von Belichtungsabstand und Belichtungszeit auf den Polymerisationsgrad und die mikromechanischen Eigenschaften von einer breiten Selektion an Fissurenversiegler in Hinblick auf ihre Anwendung in klinischer Situation zu beurteilen. Klinisch relevante Parameter wie Belichtungszeit und Belichtungsabstand wurden *in vitro* unter einer standardisierten Untersuchungsmethode variiert. Um den adäquaten Polymerisationsgrad und die mikromechanischen Eigenschaften zu analysieren, wurden drei Belichtungszeiten (10 s, 20 s und 40 s) und zwei Belichtungsabstände (4 mm und 7 mm) ausgewählt. Die Fissurenversiegler wurden so ausgewählt, dass sie ein breites Spektrum der derzeit am Markt erhältlichen Produkte repräsentieren. Des Weiteren war die Auswahl so, dass unterschiedliche Materialklassen der Fissurenversiegler vertreten waren. Beide Versuchsreihen, variierender Belichtungsabstand und unterschiedliche Belichtungszeit, waren so gewählt, dass unter Berücksichtigung der Herstellerangaben ein Bezug zum klinischen

Einsatz am Behandlungsstuhl gegeben war. Im ersten Teil der Arbeit wurde der Einfluss des Belichtungsabstandes und der Belichtungszeit auf den Polymerisationsgrad mittels FTIR Spektroskopie untersucht. Im zweiten Teil wurde der Einfluss von Belichtungsabstand und Belichtungszeit auf die mikromechanischen Eigenschaften mittels Universalhärtemessverfahren ermittelt.

## 6.1 Intensität der LED Lampe

Anhand der 2012 erschienenen Publikation von Rencz *et al.*<sup>67</sup> wurde die Intensität der LED Lampe Elipar Freelight 2 für die beiden Abstände (4 mm und 7 mm) ermittelt. In der vorliegenden Arbeit und bei den von Rencz *et al.* beschriebenen Versuchen wurde eine identische LED-Lampe (Modell und Marke) eingesetzt. Rencz *et al.*<sup>67</sup> benutzte ein Radiometer, um die Lichtleistung der Lampe in einem Abstand zwischen 0 und 10 mm in Schritten von 1 mm zu messen. Die maximale Irradianz (direkt am Austrittsfenster des Lichtleiters) betrug 1400 mW/cm<sup>2</sup>. Aus den weiteren Ergebnissen ergibt sich, dass Irradianz an dem Prüfkörper bei 4 mm Belichtungsabstand ca. 1000 mW/cm<sup>2</sup> betrug und bei 7 mm Belichtungsabstand ca. 600 mW/cm<sup>2</sup>. Der Unterschied in der Irradianz<sup>67, 71</sup> zwischen 4 und 7 mm Belichtungsabstand beträgt somit ca. 400 mW/cm<sup>2</sup>.

1000 mW/cm<sup>2</sup> ist der empfohlene maximale Wert für die Aushärtung von Kompositen. Es ist mittlerweile bekannt, dass sich eine Intensität von mehr als 1000 mW/cm<sup>2</sup> negativ auf lichthärtende Komposite auswirkt und zu schlechteren mikromechanischen Eigenschaften führt<sup>72</sup>.

Andererseits steht diese Feststellung im Widerspruch zu früheren Studien, die eine einfache wechselseitige Beziehung zwischen Bestrahlungsintensität und Belichtungszeit<sup>73-75</sup> ermittelt hatten. Mittlerweile wird argumentiert, dass es sich bei diesen Hypothesen um eine zu starke Vereinfachung handelt. Das wahre Materialverhalten, Chemie und produktspezifische Eigenschaften werden hierbei ignoriert. Dies führt fälschlicherweise zu der Annahme, dass Belichtungszeiten von weniger als 5 s ausreichend sind, um optimale mikromechanische Eigenschaften zu erzeugen<sup>72</sup>. In 2017 ermittelten Wegehaupt und Kollegen, dass sehr kurze (< 10 s) Belichtungszeiten einen signifikanten negativen Effekt auf Polymerisationsgrad der Fissurenversieglern haben<sup>113</sup>.

## 6.2 *Polymerisationsgrad*

Bei einer Belichtungszeit zwischen 10 s und 20 s wurden tendenziell größere Unterschiede im Polymerisationsgrad beobachtet, als bei einer Belichtungszeit zwischen 20 s und 40 s. Das legt den Gedanken nahe, dass eine weitere Erhöhung der Belichtungszeit beziehungsweise Verringerung des Belichtungsabstandes nicht zu der erwünschten Zunahme des Polymerisationsgrades führt und somit von einer Art Sättigung auszugehen ist<sup>72</sup>.

Hervorzuheben ist, dass bei Grandio Seal deutliche Unterschiede im Polymerisationsgrad, sowohl bei Belichtungsabstand als auch Belichtungszeit, zu beobachten sind. Grandio Seal enthält den größten Anteil an Füllkörpern. Damit lässt sich vermuten, dass eine vermehrte Streuung während des Belichtungsvorgangs entsteht und somit den

Polymerisationsvorgang beeinflusst. Eine weitere Möglichkeit wäre, dass sich die Lichtdurchlässigkeit (Transmission) während des Polymerisationsvorgangs ändert. Dieses Verhalten ist materialabhängig und könnte teilweise eine Erklärung für die Ergebnisse liefern. Shortall und Kollegen<sup>76</sup> haben diskutiert, dass sich das Verhältnis des Brechungsindex zwischen Matrix und Füllkörper während des Polymerisationsvorgangs ändert. Typischerweise erhöht sich der Brechungsindex der Matrix während der Polymerisation, wohingegen der Brechungsindex des Füllkörpers konstant bleibt. Das hat zur Folge, dass unterschiedliche Zusammensetzungen von Fissurenversiegeln die Polymerisationsrate und den Polymerisationsgrad beeinflussen. Die individuelle Zusammensetzung von Monomeren und Füllern spielen damit die entscheidende Rolle im Polymerisationsvorgang und bei der Endpolymerisierung<sup>76</sup>. Interessanterweise zeigten neuere Untersuchungen von Kompositmaterialien, dass Änderungen in der Lichtdurchlässigkeit während des Polymerisationsvorgangs keinen Einfluss auf die Polymerisationsrate für ein bestimmtes Material haben<sup>114</sup>.

Die ausgewählten Fissurenversiegler unterscheiden sich nicht nur durch die Monomere in der organischen Matrix, sondern auch im Hinblick auf unterschiedliche Füller, Füllergröße und Fülleranteil. Die meisten Fissurenversiegler, die in der vorliegenden Arbeit untersucht wurden, basieren auf Bis-GMA und enthalten Füllermaterial mit einem Anteil zwischen 9,5% und 70%. Nur drei dieser Fissurenversiegler hatten keinen Fülleranteil (Clinpro, Helioclear und Helioclear Clear).

Im Hinblick auf die Oberfläche entstand der subjektive Eindruck, dass Materialien mit einem höheren Fülleranteil weniger transparent waren, als solche mit einem niedrigeren.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit konnte der exakte Einfluss der Füller auf den Polymerisationsgrad nicht bestimmt werden. Aufgrund der Ergebnisse wird vermutet, dass Lichtreflektion, Lichtübertragung, Streuung und Lichtabsorption abhängig von Fülleranteil, Füllertyp und Füllergröße sind. Es gibt Studien die belegen, dass höhere Polymerisationsgrade in transparenten füllerfreien Fissurenversiegeln erreicht werden<sup>77</sup>. Es wurde auch klar gezeigt, dass Unterschiede im Brechungsindex zwischen der organischen Matrix und dem anorganischen Füller Einfluss auf die Transmission von sichtbarem Licht durch das Material haben. Unterschiedliche Brechungsindexe von einzelnen Bestandteilen des Materials führen zu höherer Streuung und zu niedrigerer Lichttransmission<sup>76, 78</sup>.

Im klinischen Alltag es ist von höchster Bedeutung, dass optimale Resultate erreicht werden, um Qualität und Langlebigkeit der zahnmedizinischen Behandlung und damit höchste Kariesprävention bei den Patienten zu erreichen<sup>2, 4</sup>. Es ist darüber hinaus zu berücksichtigen, dass nicht nur Belichtungszeit und Belichtungsabstand, sondern auch die optischen Eigenschaften sowie das Design des Lichtleiters eine wichtige Rolle spielen<sup>79-81</sup>.

Ein weiterer klinischer Aspekt ist die Behandlungsdauer, der insbesondere bei jüngeren Patienten eine nicht zu unterschätzende Bedeutung zukommt. Eine schnelle und einfache Behandlung ist von großem Vorteil. Letztlich spielt auch die Wirtschaftlichkeit eine Rolle, obwohl diese den bereits erläuterten Punkten untergeordnet ist. Eine Praxis kann sich nicht einer gewissen ökonomischen Vorgehensweise entziehen, um erfolgreich zu sein. Dazu spielt nicht nur die Qualität und der Erfolg der erzielten Ergebnisse eine Rolle, sondern auch die Anzahl der Behandlungen sowie ihre Dauer.

Zusammenfassend hat die vorliegende Arbeit gezeigt, dass 4 mm Belichtungsabstand und 20 s Belichtungszeit für eine ausreichende Polymerisation zu empfehlen sind<sup>25, 71</sup>. Zwei der Materialien, Grandio Seal und Dyract Seal, haben erhebliche Unterschiede im Polymerisationsgrad zwischen 10 s und 40 s gezeigt. Diese Abweichungen lassen sich auf besondere Eigenschaften zurückführen. Das Grandio Seal hat den größten Fülleranteil, während das Dyract Seal ein Compomer ist. Die „besten“ Messergebnisse wurden bei Teethmate F1 mit 73,6% beobachtet (4 mm/40 s), während die „schlechtesten“ Messergebnisse bei Dyract Seal mit 26,1% festgestellt wurden (7 mm/10 s). Auch Grandio Seal hat mit 31,4% (7 mm/10 s) keine optimalen Ergebnisse geliefert. Diese Abweichung des Polymerisationsgrads ist auf die Zusammensetzung des Fissurenversieglers zurückzuführen.

### *6.3 Mikromechanische Eigenschaften*

Die Ergebnisse zeigen, dass die Materialzusammensetzung eine große Rolle in der Lichtausbreitung durch den Fissurenversiegler spielt<sup>76, 78</sup>. Der Faktor Material hat den größten Effekt auf die mikromechanischen Eigenschaften. Dabei ist die Beziehung zwischen Zusammensetzung und mikromechanischen Eigenschaften sehr komplex. Es fällt schwer, einen Zusammenhang zwischen der Zusammensetzung eines Materials und den gemessenen Werten direkt zu identifizieren.

Die Änderung von Belichtungszeit bzw. Belichtungsabstand hat einen geringen signifikanten Einfluss auf das E-Modul. Hervorzuheben



ist, dass der Belichtungsabstand auf die Vickershärte keinen signifikanten Effekt hat. Die Belichtungszeit hat einen kleinen signifikanten Effekt auf die Vickershärte, jedoch geringfügiger als beim E-Modul.

Basierend auf weiteren Publikationen<sup>67</sup> beträgt die Differenz der Intensität der Lampe 400 mW/cm<sup>2</sup>, zwischen 4 mm und 7 mm Belichtungsabstand. Dies kann bedeuten, dass die Effizienz der Polymerisationsreaktion limitiert ist oder eine Art von Sättigung erreicht wird. Deshalb kann nicht erwartet werden, dass eine weitere Erhöhung der Belichtungszeit oder Beleuchtungsintensität zu einer signifikanten Verbesserung der Materialeigenschaften führt<sup>67</sup>. Es wurde sogar festgestellt, dass zu hohe Lichtintensität zu negativen Effekten in der Polymerisationsreaktion führen kann<sup>72, 73</sup>. Es entstehen zu viele Radikale, die sich gegenseitig neutralisieren, anstatt mit Doppelbindungen zu reagieren. Dies hemmt den Kettenbau, führt zur Bildung von verkürzten Ketten und damit zu schlechteren mikromechanischen Eigenschaften des Materials<sup>72, 73</sup>.

Im Hinblick auf die Funktion des Fissurenversieglers kann festgestellt werden, dass Schrumpfungsverhalten und Adhäsion die wichtigeren Eigenschaften im Vergleich zu Vickershärte und E-Modul des Fissurenversieglers sind<sup>12, 13</sup>.

Niedrigvisköse, ungefüllte Fissurenversiegler zeigen einen erhöhten Verschleiß gegenüber gefüllten Fissurenversiegler, dafür sind sie aber fließfähiger. Diese Eigenschaft ermöglicht, dass das Material besser in die Fissuren fließen und penetrieren kann. Nichtdestotrotz ist ein vollständiges ausfüllen bis zum Fundus nicht immer gegeben. Ein Auffüllen mit bis zu 72-92% wurde mit niedrigviskösen Fissurenversiegler festgestellt<sup>12</sup>.

Gefüllte Fissurenversiegler sind mehr abrasionsfest, dafür werden größere Hohlräume zwischen dem Schmelz und dem Versiegler gebildet, was auf höhere Viskosität zurückzuführen ist<sup>4, 82</sup>.

Ein weiteres Problem bei der Behandlung mit Fissurenversiegeln stellt die ungleichmäßige Verteilung des Versieglers auf der okklusalen Oberfläche des Zahnes dar. Dabei ist festgestellt worden, dass größere Dicken oder sogar Überschüsse des Fissurenversieglers tendenziell distal auf der okklusalen Oberfläche des Zahnes erreicht werden. Wobei bei ungefüllten, niedrigviskosen Materialien dies häufiger der Fall ist. Dabei sind Oberkiefermolaren häufiger betroffen als Unterkiefermolaren, was höchstwahrscheinlich auf die Lage des Patienten auf dem Behandlungsstuhl zurückgeführt werden kann<sup>46</sup>.

Gefüllte Fissurenversiegler haben nicht nur eine höhere Viskosität im Vergleich zu Ungefüllten, sie neigen auch weniger zu Abrasion<sup>46</sup>. Deshalb ist es unabdingbar, eine Okklusionskontrolle nach der Applikation des Fissurenversieglers durchzuführen. Nichtgefüllte Fissurenversiegler neigen zu höherer Abrasion<sup>46, 83, 84, 85</sup>. Bei verschiedenen Untersuchungen wurde festgestellt, dass bereits 24 bis 48 Stunden nach der Applikation ungefüllte Fissurenversiegler auf richtige Höhe nivelliert waren, wenn sie nicht schon vorher gebrochen und teilweise verloren waren<sup>2, 4, 11</sup>. Diese Feststellung ist nicht auf gefüllte Materialien zu übertragen. Bei diesen gab es nach der gleichen Zeitspanne immer noch Störkontakte, was zu Okklusionsstörungen und den damit verbundenen negativen Folgen führt<sup>4,45</sup>.

Schlussfolgernd kann festgestellt werden, dass eine sorgfältige Arbeitsweise des Behandlers und genau eingehaltene Arbeitsabläufe ausschlaggebend für den langjährigen klinischen Erfolg der Behandlung mit Fissurenversiegeln sind<sup>4, 86</sup>.

Laut aktuellen Leitlinien<sup>86</sup> wird grundsätzlich eine Fissuren- und Grübchenversiegelung bei Kindern und Jugendlichen mit einem erhöhten Kariesrisiko empfohlen. Dazu zählen vor allem Kinder und Jugendliche aus Migranten- und sozial schwachen Familien<sup>4, 86</sup>.

Neueste Analysen kommen zu dem Ergebnis, dass Fissurenversiegelungen eine kariesprotektive Wirkung aufweisen und zusätzlich langfristig Kosteneinsparungen bewirken<sup>4, 45, 46</sup>.

## *6.4 Methoden*

### *6.4.1 Polymerisationslampe*

Für die Wahl der in dieser Arbeit verwendeten Polymerisationslampe (Elipar FreeLight 2, 3M-ESPE) sind zwei Faktoren ausschlaggebend:

- Erstens: die eingesetzte Polymerisationslampe ist eine der am Markt weit verbreitetsten und modernsten Einheiten<sup>72, 87</sup> mit einer Lichtquelle auf LED-Basis und wird in vielen Zahnarztpraxen verwendet.
- Zweitens: ist die hier verwendete Polymerisationslampe bereits gut charakterisiert worden<sup>67</sup>.

Die Lichtleistung dieser Einheiten sind typischerweise für die Aushärtung von Restaurativmaterialien wie Komposite entwickelt worden. Dabei wurde die Lichtleistung so optimiert, dass Kompositen, die mit Schichttechnikverfahren in Kavitäten gestopft werden, möglichst gleichmäßig und ausreichend ausgehärtet werden. Die Polymerisationslampe, Elipar FreeLight 2, 3M-ESPE, erzielt bei einem

Abstand von 4 mm die Lichtleistung von  $1000 \text{ mW/cm}^2$ . Der Wert gilt als eine Art Obergrenze<sup>75</sup> und eine weitere Erhöhung der Intensität führt zu keiner Beschleunigung beziehungsweise Verbesserung in dem Polymerisationsprozess. Fissurenversiegler werden in einer einzelnen dünnen Schicht auf das gereinigte Fissurenrelief aufgetragen. Die maximale Dicke bzw. Schichtstärke beträgt bei korrekter Anwendung höchstens 1 mm. Daher ist die Untersuchung von Abständen kleiner als 4 mm nicht als sinnvoll erachtet worden.

Die zwei Belichtungsabstände, 4 mm und 7 mm, wurden in Hinsicht auf ihre klinische Anwendung ausgewählt. Der kleinstmögliche Arbeitsabstand zwischen dem Austrittsfenster des Lichtleiters zur Fissur beziehungsweise zur Schichtoberfläche des Fissurenversieglers beträgt im Durchschnitt etwa 4 mm. Das wird vorgegeben durch Höckerspitzen an einem bleibendem Molar oder Prämolare in einem klinischen Szenario. Da das Austrittsfenster durch die zahnärztliche Fachkraft oft nicht direkt am Molar beziehungsweise Prämolare gehalten wird, wurde der zweite Abstand von 7 mm gewählt, was in etwa dem geschätzten Belichtungsabstand in einer klinischen Situation entspricht.

#### *6.4.2 Wahl der Prüfkörperdicke*

In der ersten Versuchsreihe, Polymerisationsgraduntersuchung, wurde die Prüfkörperdicke von 1 mm als Standard gewählt, was in etwa der maximalen Dicke von korrekt aufgetragenem Fissurenversiegler entspricht.

Für die Erkundung der mikromechanischen Eigenschaften mittels Universalhärtemessverfahren wurden Stäbchen mit einer Dicke von 2

mm gefertigt. Da die Messungen ausschließlich auf der Oberfläche stattgefunden haben, diente die Dicke des Prüfkörpers eher zur Handhabung und hat keine klinische Relevanz.

#### *6.4.3 Polymerisationsgraduntersuchungen*

In diesem Teil der Studie kam ausschließlich die Methode FTIR Spektroskopie zum Einsatz. Das hier verwendete Gerät hat ein Attenuated Total Reflection (ATR) Modul. Dieses Modul erlaubt die spektroskopische Untersuchung von kleinen Mengen des flüssigen Prüfkörpers in Echtzeit. Auch Materialien, die sehr hohe Absorption aufweisen, können evaluiert werden, was normalerweise bei einer Analyse mittels Transmissionsspektroskopie nicht durchführbar wäre. Zusätzlich ist keine aufwendige Aufbereitung des Prüfkörpers erforderlich<sup>88</sup>. Zusammen mit der mitgelieferten Software ist es möglich, chemische Reaktionen, wie zum Beispiel die Polymerisation von Monomeren in dental Materialien, zu verfolgen. In der vorliegenden Arbeit konnten die Vorteile der ATR Messmethodik erfolgreich benutzt werden:

- Erstens: der Prüfkörper konnte einfach und direkt aus der Originalverpackung (Spritzen bzw. Applikatoren) in die Schablone appliziert werden. Durch diese einfache Handhabung war es möglich, eine reproduzierbare kleine Menge bzw. Dicke des zu messenden Prüfkörpers schnell, blasenfrei und sauber auf den Kristall der ATR-Einheit aufzubringen. Damit war eine Grundvoraussetzung für die Robustheit und Wiederholbarkeit von Polymerisationsgraduntersuchungen geschaffen.

- Zweitens: durch die offene Konstruktion der ATR-Einheit war es überhaupt erst möglich, einen Spektroskopieversuch dieser Art ohne einen teuren und aufwendig konstruierten Sonderaufbau einfach durchzuführen. In dieser Studie ist eine einfache, kostengünstige und pragmatische Lösung möglich gewesen, um die Polymerisationslampe (ein zahnarztpraxisüblichen Modell mit LED, Elipar Freelight 2 von 3M-ESPE) schnell, genau, geometrisch reproduzierbar und wackelfrei über dem Prüfkörper zu platzieren. Mit den oben beschriebenen Vorkehrungen war es möglich, kontrollierte Bedingungen für die Versuche zu erstellen.

#### *6.4.4 Mikromechanische Eigenschaften mittels Universalhärtemessverfahren*

In dem zweiten Abschnitt dieser Studie wurden die mikromechanischen Eigenschaften von 13 kommerziell erhältlichen Fissurenversiegeln erforscht. Um diese zu untersuchen, wurde ein Universalhärtemessverfahren verwendet (gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Report ISO TR 14 577). Da diese Methodik standardisiert und reproduzierbar ist eignete sie sich gut, um die physikalische Charakteristiken zu vergleichen. Voraussetzung dafür ist eine exakte und wiederholbare Vorbereitung des Prüfkörpers. Jedes Prüfkörperstäbchen von 5 mm Länge und 2 mm Dicke wurde schnell und reproduzierbar einzeln mit Hilfe von Polymerisation hergestellt. Dafür wurde eine maschinell vorgefertigte Metallschablone verwendet. Eine kostengünstige, selbst hergestellte Vorrichtung für die Polymerisationslampe wurde eingesetzt, um

schnell und reproduzierbar die Position der Lichtquelle über dem Prüfkörper zu erzielen. Die Konstruktion war so konzipiert, dass die Vorrichtung schnell und exakt auf die Lichtleiter gestülpt und in der immer gleichen geometrischen Position eingerastet werden konnte. Die zu untersuchende Prüfkörperoberfläche musste gründlich poliert und flach sein. Große Aufmerksamkeit wurde auf Blasenfreiheit in dem zu messenden Bereich gelegt. Für die Qualität der Messungen war es wichtig, dass die Prüfkörper parallel auf einer harten, flachen Oberfläche lagen. Daher wurden die Prüfkörperträger während der Messungen immer sorgfältig auf eine Glasplatte gelegt. Alle diese Vorsichtsmaßnahmen stellen sicher, dass die Variationen der einzelnen Prüfkörper so geringen Einfluss wie möglich auf die Eindringstelle und den Messzyklus des Härteprüfverfahren haben.

#### *6.4.5 Lichtleistung*

Eine eventuelle Einschränkung der vorliegenden Arbeit ist der mögliche Unterschied in Lichtleistung zwischen der in dieser Arbeit eingesetzten LED Lampe und der in dem Studium von Rencz *et al.* eingesetzten Lampe. Um 100%-ige Gewissheit zu erlangen, wäre eine Vermessung der LED Lampe mit einem kalibrierten Prüfstand erforderlich gewesen. In der Literatur wird aber drauf hingewiesen, dass solche Messungen, wie absolute LED Lichtleistung von einem Gerät zum anderen, keinen direkten quantitativen Vergleich ermöglichen<sup>75</sup>. In dieser Arbeit sollte das absolute Verhältnis der Lampenleistung nicht als solche gesehen werden. Die Qualität der Ergebnisse und ihre Interpretation bleiben davon unberührt.

## 6.5 *Farbe eines Fissurenversieglers*

Fissurenversiegler sind in verschiedenen Farbtönen bzw. sind in farblos erhältlich. In dieser Arbeit sind 13 verschiedene Fissurenversiegler selektiert worden, bei denen die Farbpalette von weiss (8 Stück), durch gelb bzw. hellgelb (3 Stück) bis farblos bzw. transparent (2 Stück) reicht. Die Farben der einzelnen Fissurenversiegler sind in der Tabelle 2 angegeben. Die Hauptgründe für diese unterschiedlichen farblichen Optionen sind entweder ästhetisch bedingt: der Fissurenversiegler soll dem Patient gefallen beziehungsweise das Selbstbewusstsein nicht beeinflussen und etwa der Farbe von natürlicher Zahnschubstanz ähneln (weiß oder hellgelbe Variationen). Oder sie bezwecken auch einen klinischen Ansatz. Zum Beispiel sollten die transparenten Fissurenversiegler eine bessere Nachkontrolle gewährleisten. Damit kann man leichter visuelle Inspektion durchführen, um Fissuren auf Kariesfreiheit zu untersuchen. Im Gegensatz dazu können opake Fissurenversiegler besser auf Intaktheit beurteilt werden und sie ermöglicht es überhaupt erst, das Vorhandensein des Fissurenversieglers zu bewerten. Die farbigen Varianten erlauben es unmittelbar zu erkennen, welche Zähne versiegelt sind<sup>89</sup>.

## 6.6 *Fluoride*

Die präventive Rolle von Fluoriden ist ein wichtiger Faktor beim Management von Karies<sup>90</sup>. Der Nutzen von fluoridhaltigen Zahnpasten ist wissenschaftlich belegt und ist ein Weg, die Karieserkrankung in der Bevölkerung zu reduzieren beziehungsweise zu stagnieren<sup>91</sup>. Es



wird als einer der wichtigsten Faktoren betrachtet, die zu der Kariesabnahme in der Bevölkerung in der letzten Jahrzehnten geführt hat. Weitere Möglichkeiten von Fluoridzufuhr, zum Beispiel über die mit fluoridhaltigen zahnärztlichen Materialien wie Fissurenversiegler, funktionieren auf ähnliche Weise, aber mit folgenden besonderen Merkmalen. Erstens, die Konzentration von Fluoridionen bleibt lokal konstant, ist immer sofort vorhanden und wirkt direkt am Zahn. Zweitens, kariespräventive Wirkung ist unabhängig von der Kompliance des Patienten, somit wird die Wirkung passiv erzielt<sup>92, 94</sup>. Viele moderne Fissurenversiegler inkorporieren Fluoride in ihrer Zusammensetzung<sup>11, 92-95</sup>. Es ist aber noch nicht eindeutig belegt, ob Fissurenversiegler die Fluoride beinhalten, eine bessere Prophylaxe von Karies zu Folge haben<sup>92-95</sup>. In dieser Studie waren bei 9 von 13 der getesteten Fissurenversiegler Fluoride als Komponenten in ihrer Zusammensetzung (siehe Tabelle 2) enthalten. In der vorliegenden Arbeit war es aber nicht möglich, eine Aussage über einen Zusammenhang zwischen den gemessenen Parametern (Polymerisationsgrad/ mikromechanischen Eigenschaften) und dem Fluoridgehalt eines Fissurenversieglers zu machen.

## *6.7 Toxikologie*

Auf Grund der hohen Retentionsraten, einer einfachen Applikation und besserer klinischer Handhabung, sind lichthärtende Fissurenversiegler auf Methylacrylatbasis als Einkomponentenmaterial klinisch zu empfehlen<sup>11</sup>.

Es gibt zahlreiche Studien, die die toxische Wirkung von Fissurenversiegler untersucht haben. Diese belegen, dass die

Monomere solcher Fissurenversiegler zytotoxisch, estrogenisch und gentoxische Effekte haben können<sup>96-99</sup>. Die freigegebenen Substanzen können erhöhtes Fibroblastenwachstum und Allergien hervorrufen. Es werden eine Vielzahl von Substanzen in das umgehende orale Milieu freigegeben. Dazu zählen Co-Monomer TEGDMA<sup>100-102</sup>. Durch den Kauvorgang und der damit verbundenen Abtragung unter Einwirkung von Speichelenzymen, kommt es zu einem langsam aber stetig fortschreitenden Abbau der Fissurenversiegler und einer gleichzeitigen Freisetzung von Monomeren<sup>103-106</sup>. Bei der Aushärtung verläuft die Polymerisation niemals vollständig, insbesondere in der Sauerstoffinhibitionsschicht<sup>107,108</sup>. An der Grenzoberfläche des auspolymerisierenden Fissurenversieglers zur Luft bildet sich eine in Mikrometerbereich dünne nicht polymerisierende Schicht aus, die sogenannte Sauerstoffinhibitionsschicht. Molekularer Sauerstoff aus der Luft kann mit den Radikalen reagieren, wobei Peroxide entstehen<sup>109</sup>. Somit werden nicht genug freie Radikale zur Verfügung gestellt, damit die Polymerisationsreaktion vollständig ablaufen kann. Monomermoleküle, wie zum Beispiel TEGMA, Hydroxyethylmethacrylat (HEMA) und BisGMA, die nicht vernetzt sind, können entweichen, gelangen in den Körper und stellen die Hauptquelle für eluierbare Monomeren dar<sup>110</sup>. Um das Auswaschen der Monomeren optimal zu verhindern ist es ratsam, für das verwendete Produkt unter anderem eine optimale Aushärtung mit der Polymerisationslampe zu gewährleisten und die Sauerstoffinhibitionsschicht durch gründliche Politur zu entfernen<sup>71, 111</sup>. Daher ist eine Untersuchung des Polymerisationsprotokolls in Hinblick auf die Dauer von Belichtungszeit, Belichtungsabstand und Positionierung der Lichtquelle von großer Wichtigkeit. Dadurch

werden nicht nur die mikromechanischen Eigenschaften optimiert, sondern auch die toxikologisch relevanten Aspekte. Die kürzlich publizierten Forschungsergebnisse veranschaulichen, dass auch die Wahl der Polymerisationslampe Einfluss auf spätere Freisetzung von Monomeren beim Kauvorgang hat<sup>112</sup>.

Fissurenversiegler werden häufig als routinemäßig präventive Maßnahme auf den Zähnen von überwiegend jüngeren Patienten verwendet. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass bei den getesteten Fissurenversiegler auf das für das Produkt spezifizierte Polymerisationsprotokoll geachtet werden soll, um den optimalen Polymerisationsgrad des jeweiligen Produkts zu erreichen<sup>2, 4, 45, 46, 86</sup>. Auch im Hinblick auf mögliche toxikologische Nebenwirkungen wirkt der Polymerisationsgrad minimierend<sup>71, 111</sup>. Bei der Untersuchung mit neu entwickelten Methoden von Inhaltsstoffen von dental Materialien, unter anderem auch Fissurenversiegler, wurden durchschnittlich 15 verschiedene Chemikalien registriert. Darunter eine Vielzahl von Verunreinigungen, die bei der Herstellung der Hauptkomponenten entstanden sind. Viele davon waren nicht auf dem Beipackzettel unter Zusammensetzung aufgelistet. Die toxikologischen Auswirkungen sind noch unbekannt<sup>115</sup>.

## 7. Zusammenfassung

Die Nutzung von Fissurenversiegeln als kariespräventive Maßnahme ist gut dokumentiert, genießt eine hohe Akzeptanz und wird im zahnärztlichen Praxisalltag eingesetzt<sup>71</sup>.

Der Effekt der klinisch relevanten Parameter Belichtungszeit und Belichtungsabstand wurde auf Polymerisationsgrad und mikromechanische Eigenschaften, E-Modul und Vickershärte, untersucht. Für diesen Zweck wurden 13 verschiedene, kommerziell erhältliche, Fissurenversiegler ausgewählt. Es wurde auf unterschiedlichen Füllergehalt, Farbe, Opazität und Fluoridgehalt geachtet. So ist es möglich, verschiedene Materialzusammensetzungen in dieser Arbeit vorzustellen.

Ziel der Studie war, von der Zusammensetzung her unterschiedliche Fissurenversiegler miteinander zu vergleichen. Dabei war das Bestreben, einheitliche, klinisch relevante Belichtungsabstände und Belichtungszeiten zu ermitteln, die bestmögliche Ergebnisse für adäquate Polymerisation und mikromechanischen Eigenschaften liefern und die im Praxisalltag

umsetzbar sind. Klinisch relevante Parameter wie Belichtungszeit und Belichtungsabstand wurden unter standardisierten Untersuchungsmethoden *in vitro* variiert. Es wurden Zeiten von 10 s, 20 s und 40 s sowie Abstände von 4 mm und 7 mm verwendet.

Der Prozentsatz der umgesetzten Doppelbindungen, E-Modul und Vickershärte in Abhängigkeit von Belichtungszeit und Belichtungsabstand wurden ermittelt. Dabei wurde der Polymerisationsgrad mit Hilfe FTIR-Thermo Nicolet in Echtzeit von 5 Minuten (Compomere 20 min) gemessen und die mikromechanischen Eigenschaften wurden mittels eines Universalhärtemessgeräts (Fisherscope) bestimmt.

Die Ergebnisse der vorgelegten Studie zeigen, dass Polymerisationsgrad und mikromechanische Eigenschaften, wie E-Modul und Vickershärte, von Material, Belichtungszeit und Belichtungsabstand beeinflusst werden.

Der Faktor Material hat den stärksten Einfluss auf den Polymerisationsgrad und die mikromechanischen Eigenschaften. Die Belichtungszeit hat einen höheren signifikanten Einfluss auf den Polymerisationsgrad und die mikromechanischen Eigenschaften (E-Modul, Vickershärte) eines bestimmten Materials, als der Belichtungsabstand.

Aus den Endergebnissen wurde abgeleitet, dass die besten klinischen Resultate bei einer Belichtungszeit von 20 s und einem Belichtungsabstand von 4 mm erreicht werden. Das ist für die meisten der in dieser Arbeit getesteten Fissurenversiegler empfehlenswert<sup>71</sup>. Im Praxisalltag ist es allerdings sinnvoll, auf bestimmte Aushärtungsprotokolle in Abhängigkeit von den eingesetzten Fissurenversiegler zu achten.

## 8. Literatur

1. Hannigan, A., O'Mullane, D. M., Barry, D., Schäfer, F. & Roberts, A. J. A caries susceptibility classification of tooth surfaces by survival time. *Caries Res.* **34**, 103–8 (2000).
2. Hellwig, E., Klimek, J. & Attin, T. Einführung in die Zahnerhaltung.(2009).  
[http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=IhMLaZlwQ58C&oi=fnd&pg=PA3&dq=Hellwig,+E+Einf%C3%BChrung&ots=A49iKOq5Bw&sig=TnQi0WVXD43cHrhyGV5lD\\_MileA>](http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=IhMLaZlwQ58C&oi=fnd&pg=PA3&dq=Hellwig,+E+Einf%C3%BChrung&ots=A49iKOq5Bw&sig=TnQi0WVXD43cHrhyGV5lD_MileA>)
3. Kühnisch, J., Haak, R., Buchalla, W. & Heinrich-Weltzien, R. Kariesdetektion und -diagnostik bei Kindern und Jugendlichen. *Oralprophylaxe Kinderzahnheilkd* **29**, 166–171 (2007).
4. Kühnisch, J., Reichl, F. X., Hickel, R. Leitlinie Fissuren- und Grübchenversiegelung. Zahnärztliche Zentralstelle Qualitätssicherung im Institut der Deutschen Zahnärzte. (2010).
5. Staehle, H. J. Versiegelung von Zähnen. *Quintessenz, Berlin* (1994).

6. Cueto, E.I. & Buonocore, M.G. Sealing of pits and fissures with an adhesive resin: its use in caries prevention. *The Journal of the American Dental Association* (1967).  
<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0002817767510292>>
7. Feilzer, A. J., De Gee, A. J. & Davidson, C. L. Increased wall-to-wall curing contraction in thin bonded resin layers. *J. Dent. Res.* **68**, 48–50 (1989).
8. Ripa, L. W. The current status of pit and fissure sealants. A review. *J Can Dent Assoc* **51**, 367–75, 377–80 (1985).
9. Rock, W. P. & Anderson, R. J. A review of published fissure sealant trials using multiple regression analysis. *J Dent* **10**, 39–43 (1982).
10. Llodra, J. C., Bravo, M., Delgado-Rodriguez, M., Baca, P. & Galvez, R. Factors influencing the effectiveness of sealants - a meta-analysis. *Community Dent Oral Epidemiol* **21**, 261–8 (1993).
11. Kühnisch, J., Mansmann, U., Heinrich-Weltzien, R. & Hickel, R. Longevity of materials for pit and fissure sealing - results from a meta-analysis. *Dent Mater* **28**, 298–303 (2012).
12. Heidemann, D. *Kariologie*. (1999).
13. Kunzelmann, K. H. Komposite – komplexe Wunder moderner Dentaltechnologie. **10**, 14–24 (2007).
14. Glenn, J. F. Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. Comments on Dr. Bowen's presentation. *J. Dent. Res.* **58**, 1504–6 (1979).
15. Stansbury, J. W. Dimethacrylate network formation and polymer property evolution as determined by the selection of monomers and curing conditions. *Dent Mater* **28**, 13–22 (2012).
16. Söderholm, K. J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W. & Bergman, M. Hydrolytic degradation of dental composites. *J. Dent. Res.* **63**, 1248–54 (1984).

17. Dart, E.C., Nemcek, J. Photopolymerizable composition. Great Britain Patent Specification No. 1408265 (1971). Japanese Patent No. Toku-Kou-Sho 54-10986 (1979) (Imperial Chemical Industry Co. Ltd.).
18. Ikemura, K. & Endo, T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent Mater J* **29**, 481–501 (2010).
19. Tay, F. R., King, N. M., Suh, B. I. & Pashley, D. H. Effect of delayed activation of light-cured resin composites on bonding of all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* **3**, 207–25 (2001).
20. Büttner, W. [Sealing]. *Zahnarztl Mitt* **69**, 1274 (1979).
21. Powers, J. M., Hostetler, R. W. & Dennison, J. B. Thermal expansion of composite resins and sealants. *J. Dent. Res.* **58**, 584–7 (1979).
22. Fortin, D. & Vargas, M. A. The spectrum of composites: new techniques and materials. *J Am Dent Assoc* **131 Suppl**, 26S–30S (2000).
23. Bayne, S. C. & Swift, E. J. Review of the 1993 dental materials literature. *Dent Mater* **10**, 59–76 (1994).
24. Zantner, C. & Kielbassa, A. M. Die Kompositfüllung in der Zahnmedizin des 21. Jahrhunderts. *Cosmetic Dentistry* 6–10 (2004).
25. Multiple. Kompositen (Zahnmedizin) Wikipedia.
26. Morphis, T. L., Toumba, K. J. & Lygidakis, N. A. Fluoride pit and fissure sealants: a review. *Int J Paediatr Dent* **10**, 90–8 (2000).
27. Hickel, R. & Voss, A. A comparison of glass cermet cement and amalgam restorations in primary molars. *ASDC journal of dentistry for children* **57**, 184–188 (1989).
28. Gängler, P., Hoffmann, T. & Willershausen, B. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie: 66 Tabellen. **4**, (2010).



29. Kappert, H.F. & Eichner, K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1. Grundlagen und Verarbeitung. (2005). <[http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=jqjlJK693QEC&oi=fnd&pg=PR5&dq=kappert+eichner&ots=hVU5ocwD7P&sig=iu\\_T-3tXVxAh29HrAWxtL2sajeQ](http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=jqjlJK693QEC&oi=fnd&pg=PR5&dq=kappert+eichner&ots=hVU5ocwD7P&sig=iu_T-3tXVxAh29HrAWxtL2sajeQ)>
30. Menghini, G., Steiner, M., Weber, R., Marthaler, T. & Imfeld, T. [Caries prevalence among students in the city of Winterthur: comparison with the city of Zurich and 16 communities in the canton of Zurich]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **113**, 1062–9 (2003).
31. Bohannon, H. M. Caries distribution and the case for sealants. *J Public Health Dent* **43**, 200–4 (1983).
32. Hickel, R. Vorlesung Fissurenversiegelung.
33. Hellwege, K. D. Die Praxis der zahnmedizinischen Prophylaxe: ein Leitfaden für die Individualprophylaxe, Gruppenprophylaxe und initiale Parodontaltherapie. (2003). <<http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=DOhwj3Q9W-4C&oi=fnd&pg=PA11&dq=hellwege+kd&ots=yWT4GdA23Y&sig=iGEpMBW2666ll--8gA7KLxIji6w>>
34. Riethe, P. [Morphology and plaque accumulation]. *Oralprophylaxe* **10**, 152–60 (1988).
35. Lussi, A., Hotz, P. & Stich, H. [Fissure caries. Their diagnosis and therapeutic principles]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **105**, 1164–73 (1995).
36. Gaengler, P., Hoffmann, T., Willerhausen, B., Schwenzer, N. & Ehrenfeld, M. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. (Thieme, 2005).
37. Carvalho, J. C., Ekstrand, K. R. & Thylstrup, A. Dental plaque and caries on occlusal surfaces of first permanent molars in relation to stage of eruption. *J. Dent. Res.* **68**, 773–9 (1989).

38. Kühnisch, J., Senkel, H. & Heinrich-Weltzien, R. [Comparative study on the dental health of German and immigrant 8- to 10-years olds in the Westphalian Ennepe-Ruhr district]. *Gesundheitswesen* **65**, 96–101 (2003).
39. Momeni, A., Hartmann, T., Born, C., Heinzel-Gutenbrunner, M. & Pieper, K. Association of caries experience in adolescents with different preventive measures. *International journal of public health* **52**, 393–401 (2007).
40. König, K.G. Dental morphology in relation to caries resistance with special reference to fissures as susceptible areas. *Journal of dental research* (1963). doi:10.1177/00220345630420015401
41. Van Waes, H. & Stöckli, P. W. *Farbatlant der Zahnmedizin Bd. 17 Kinderzahnmedizin*. (2000).
42. Rohr, M., Makinson, O. F. & Burrow, M. F. Pits and fissures: morphology. *ASDC J Dent Child* **58**, 97–103 (1991).
43. Renner, N. Karieserfahrung bei 15-Jährigen im Eichsfeld und in zwei Vergleichsregionen-welchen Einfluss haben gruppen-und individualprophylaktische Maßnahmen. (2008). <<http://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2008/0358/>>
44. Paris, S., Schwendicke, F., Seddig, S. Micro-hardness and mineral loss of enamel lesions after infiltration with various resins: influence of infiltrant composition and application frequency in vitro. *Journal of dentistry* (2013). <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213000869>>
45. Simonsen, R. J. & Neal, R. C. A review of the clinical application and performance of pit and fissure sealants. *Aust Dent J* **56**, 45–58 (2011).
46. Beauchamp, J. *et al.* Evidence-based clinical recommendations for the use of pit-and-fissure sealants: a report of the American Dental Association Council on Scientific Affairs. *Dent. Clin. North Am.* **53**, 131–47 (2009).

47. Mejäre, I. & Mjör, I. A. Glass ionomer and resin-based fissure sealants: a clinical study. *Scand J Dent Res* **98**, 345–50 (1990).
48. Lutz, F., Suhonen, J., Imfeld, T. & Curilović, Z. [The prevention of fissure caries. A practical concept for the prophylaxis of fissure caries]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* **100**, 446–56 (1990).
49. Nikiforuk, G. Understanding dental caries. (1985). at <<http://content.karger.com/Book/Toc/220601>>
50. Irmisch, B. Kariesprophylaxe mittels Fissurenversiegelung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992, 47: 790-793. *Dtsch Zahnärztl Z* **47**, 790–793 (1992).
51. Irmisch, B., Roßler, I. & Range, U. Häufigkeit und Retention von Fissurenversieglungen eine Querschnittsstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* **52**, 190–192 (1997).
52. Ahovuo-Saloranta, A., Hiiri, A., Nordblad, A., Mäkelä, M. & Worthington, H. V. Pit and fissure sealants for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* CD001830 (2008). doi:10.1002/14651858.CD001830.pub3
53. Azarpazhooh, A. & Main, P. A. Pit and fissure sealants in the prevention of dental caries in children and adolescents: a systematic review. *J Can Dent Assoc* **74**, 171–7 (2008).
54. Houpt, M. & Shey, Z. The effectiveness of a fissure sealant after six years. *Pediatr Dent* **5**, 104–6 (1983).
55. Simonsen, R. J. Retention and effectiveness of a single application of white sealant after 10 years. *The Journal of the American Dental Association* **115**, 31–36 (1987).
56. Ismail, A. I. & Gagnon, P. A longitudinal evaluation of fissure sealants applied in dental practices. *J. Dent. Res.* **74**, 1583–90 (1995).
57. Wendt, L. K., Koch, G. & Birkhed, D. Long-term evaluation of a fissure sealing programme in Public Dental Service clinics in Sweden. *Swed Dent J* **25**, 61–5 (2001).

58. Locker, D., Jokovic, A. & Kay, E. J. Prevention. Part 8: The use of pit and fissure sealants in preventing caries in the permanent dentition of children. *Br Dent J* **195**, 375–8 (2003).
59. Welbury, R., Raadal, M. & Lygidakis, N. A. EAPD guidelines for the use of pit and fissure sealants. *Eur J Paediatr Dent* **5**, 179–84 (2004).
60. Kitchens, D. H. The economics of pit and fissure sealants in preventive dentistry: a review. *J Contemp Dent Pract* **6**, 95–103 (2005).
61. Ak, A.T. & Alpoz, A.R. Effect of saliva contamination on microleakage of three different pit and fissure sealants. *European Journal of Paediatric Dentistry* (2010). <<http://admin.ejpd.eu/download/2010-02-07.pdf>>
62. Johnson, W.W., Armanazi, Y. & Sharp, H. Sealant leakage with and without isolation. *J. Tenn Dent Assoc.* (1997). <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9520755>>
63. Ganss, C., Klimek, J. & Gleim, A. Qualität von Fissurenversiegelungen mit zwei fluoridfreisetzenden Versieglermaterialien: eine klinische Prospektive. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* (1999). <<http://cat.inist.fr/?aModele=afficheN&cpsidt=9939233>>
64. Feigal, R. J. & Donly, K. J. The use of pit and fissure sealants. *Pediatr Dent* **28**, 143–50; discussion 192–8 (2006).
65. Ismail, A. I. *et al.* Caries management pathways preserve dental tissues and promote oral health. *Community Dent Oral Epidemiol* **41**, e12–40 (2013).
66. Aravamudhan, K. *et al.* Light-emitting diode curing light irradiance and polymerization of resin-based composite. *J Am Dent Assoc* **137**, 213–23 (2006).
67. Rencz, A., Hickel, R. & Ilie, N. Curing efficiency of modern LED units. *Clin Oral Investig* **16**, 173–9 (2012).

68. Neumann, M. G., Miranda, W. G., Schmitt, C. C., Rueggeberg, F. A. & Correa, I. C. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent* **33**, 525–32 (2005).
69. Ilie, N. Messmethoden zur Charakterisierung von Kompositfüllungswerkstoffen. (2004).
70. Helmut Fischer GmbH – Institut für Elektronik und Messtechnik.
71. Holroyd, M. & Ilie, N. Effects of exposure time and exposure distance on the degree of cure in light-activated pit and fissure sealants. *J Dent* **41**, 1222–8 (2013).
72. Musanje, L. & Darvell, B. . Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dent Mater* **19**, 531–541 (2003).
73. Caughman, W. F., Rueggeberg, F. A. & Curtis, J. W. Clinical guidelines for photocuring restorative resins. *J Am Dent Assoc* **126**, 1280–2, 1284, 1286 (1995).
74. Rueggeberg, F. A. & Jordan, D. M. Effect of light-tip distance on polymerization of resin composite. *Int J Prosthodont* **6**, 364–70 (1993).
75. Rueggeberg, F. A. State-of-the-art: dental photocuring - a review. *Dent Mater* **27**, 39–52 (2011).
76. Shortall, A. C., Palin, W. M. & Burtscher, P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J. Dent. Res.* **87**, 84–8 (2008).
77. Yue, C. *et al.* The depth of cure of clear versus opaque sealants as influenced by curing regimens. *J Am Dent Assoc* **140**, 331–8 (2009).
78. Fujita, K., Nishiyama, N., Nemoto, K., Okada, T. & Ikemi, T. Effect of base monomer's refractive index on curing depth and polymerization conversion of photo-cured resin composites. *Dent Mater J* **24**, 403–8 (2005).

79. Pires, J. A., Cvitko, E., Denehy, G. E. & Swift, E. J. Effects of curing tip distance on light intensity and composite resin microhardness. *Quintessence Int* **24**, 517–21 (1993).
80. Hansen, E. K. & Asmussen, E. Visible-light curing units: correlation between depth of cure and distance between exit window and resin surface. *Acta Odontol. Scand.* **55**, 162–6 (1997).
81. Price, R., Derand, T., Sedarous, M., Andreou, P. & Loney, R. Effect of Distance on the Power Density from Two Light Guides. *J Esthet Restor Dent* **12**, 320–327 (2000).
82. Dennison, J.B., Straffon, L.H. & More, F.G. Evaluating tooth eruption on sealant efficacy. *J of the American Dental Association* (1990).<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002817790150130>>
83. Handelman, S. L., Buonocore, M. G. & Heseck, D. J. A preliminary report on the effect of fissure sealant on bacteria in dental caries. *J Prosthet Dent* **27**, 390–2 (1972).
84. Stach, D. J., Hatch, R. A., Tilliss, T. S. & Cross-Poline, G. N. Change in occlusal height resulting from placement of pit and fissure sealants. *J Prosthet Dent* **68**, 750–3 (1992).
85. Tilliss, T. S., Stach, D. J., Hatch, R. A. & Cross-Poline, G. N. Occlusal discrepancies after sealant therapy. *J Prosthet Dent* **68**, 223–8 (1992).
86. Neusser, S., Krauth, C., Hussein, R. & Bitzer, E. M. Clinical effectiveness and cost-effectiveness of fissure sealants in children and adolescents with a high caries risk. *GMS Health Technol Assess* **10**, Doc02 (2014).
87. Feng, L. & Suh, B. I. Exposure Reciprocity Law in Photopolymerization of Multi Functional Acrylates and Methacrylates. *Macromolecular Chemistry and Physics* **208**, 295–306 (2007).
88. Jr, M. F. Internal reflection spectroscopy. *Applied Spectroscopy Reviews* **21**, 45–178 (1985).

89. Fejerskov, O. & Kidd, E. Dental caries: the disease and its clinical management.(2009).  
[http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=fZfXWhSmG1UC&oi=fnd&pg=PR1&ots=OwKcO7VqxK&sig=yl-l\\_dV-sIOFWFPy3Y0AfgU2RAc>](http://books.google.com/books?hl=en&lr=&id=fZfXWhSmG1UC&oi=fnd&pg=PR1&ots=OwKcO7VqxK&sig=yl-l_dV-sIOFWFPy3Y0AfgU2RAc>)
90. Marinho, V. C. C., Higgins, J. P., Sheiham, A. & Logan, S. Combinations of topical fluoride (toothpastes, mouthrinses, gels, varnishes) versus single topical fluoride for preventing dental caries in children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* CD002781 (2004).  
doi:10.1002/14651858.CD002781.pub2
91. Tenuta, L. M., Zamataro, C. B., Del Bel Cury, A. A., Tabchoury, C. P. & Cury, J. A. Mechanism of fluoride dentifrice effect on enamel demineralization. *Caries Res.* **43**, 278–85 (2009).
92. Cury, J. A., de Oliveira, B. H., Dos Santos, A. P. P. & Tenuta, L. M. Are fluoride releasing dental materials clinically effective on caries control? *Dent Mater* **32**, 323–33 (2016).
93. Mejàre, I., Lingström, P. & Petersson, L. G. Caries-preventive effect of fissure sealants: a systematic review. *Acta Odontologica* (2003). doi:10.1080/00016350310007581
94. Ahovuo-Saloranta, A. *et al.* Sealants for preventing dental decay in the permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev* **3**, CD001830 (2013).
95. Ahovuo-Saloranta, A., Forss, H., Hiiri, A., Nordblad, A. & Mäkelä, M. Pit and fissure sealants versus fluoride varnishes for preventing dental decay in the permanent teeth of children and adolescents. *Cochrane Database Syst Rev* **1**, CD003067 (2016).
96. Spahl, W. & Leyhausen, G. Variability of cytotoxicity and leaching of substances from four light-curing pit and fissure sealants. *Journal of Biomedical* (1999). doi:10.1002/(SICI)1097-4636(199901)44:1<73::AID-BM8>3.0.CO;2-O

97. Kleinsasser, N. H., Wallner, B.C., Harréus, U.A. & Kleinjung, T. Genotoxicity and cytotoxicity of dental materials in human lymphocytes as assessed by the single cell microgel electrophoresis (comet) assay. *Journal of dentistry* (2004). <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571203001878>>
98. Quinlan, C. A., Zisterer, D. M. & Tipton, K. F. In vitro cytotoxicity of a composite resin and compomer. *International* (2002). doi:10.1046/j.1365-2591.2002.00456.x
99. Reichl, F.X., Walther, U.I., Durner, J., Kehe, K. & Hickel, R. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in lung cells. *Dental Materials* (2001). at <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564100000294>>
100. Kehe K, Reichl FX, Durner J, Walther U, Hickel R, Forth W. Cytotoxicity of dental composite components and mercury compounds in pulmonary cells. *Biomaterials*. 2001 Feb;**22**, 317-22
101. Olea, N., Pulgar, R., Pérez, P. & Olea-Serrano, F. Estrogenicity of resin-based composites and sealants used in dentistry. *Environmental Health* (1996). <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1469315/>>
102. Geurtsen, W., Spahl, W., Müller, K. & Leyhausen, G. Aqueous extracts from dentin adhesives contain cytotoxic chemicals. *J. Biomed. Mater. Res.* **48**, 772–7 (1999).
103. Øilo, G. Biodegradation of dental composites/glass-ionomer cements. *Advances in Dental Research* (1992). doi:10.1177/08959374920060011701
104. Finer, Y. & Santerre, J.P. Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites. *Journal of dental research* (2004). doi:10.1177/154405910408300105



105. Göpferich, A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials*. **17**,103-14 (1996). PubMed PMID: 8624387
106. Larsen, I.B., Freund, M. & Munksgaard, E.C. Change in surface hardness of BisGMA/TEGDMA polymer due to enzymatic action. *Journal of dental research* (1992). doi:10.1177/00220345920710111701
107. Miletic, V.J. & Santini, A. Remaining unreacted methacrylate groups in resin-based composite with respect to sample preparation and storing conditions using micro-Raman spectroscopy. ... *of Biomedical Materials Research Part B: ...* (2008). doi:10.1002/jbm.b.31128
108. Øysæd, H., Ruyter, I.E. & Kleven, I. Release of formaldehyde from dental composites. *Journal of Dental Research* (1988). doi:10.1177/00220345880670100901
109. Eliades, G.C. & Caputo, A.A. The strength of layering technique in visible light-cured composites. *The Journal of prosthetic dentistry* (1989).  
<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391389901042>>
110. Rueggeberg, F.A. & Margeson, D.H. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *Journal of dental research* (1990). doi:10.1177/00220345900690100501
111. Furche, S. *et al.* Quantification of elutable substances from methacrylate based sealers and their cytotoxicity effect on with human gingival fibroblasts. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* **29**, 618–25 (2013).
112. Görkem, U., Güzel, K., & Sönmez, I. Assessment of monomer release from 3 different fissure sealants. *J Appl Biomater Funct Mater.* (2018) **16**, 90-96. doi:10.5301/jabfm.5000380
113. Wegehaupt, F., Jorge, F., Attin, T., Tauböck, T. Influence of Shortened Light-curing Duration on the Potential of Resin-based Surface Sealants to Prevent Erosion. *Oral Health Prev Dent.* (2017) **15**, 79-87. doi: 10.3290/j.ohpd.a37717

- 114 Ilie, N. Impact of light transmittance mode on polymerisation kinetics in bulk-fill resin-based composites. *J Dent.* (2017) **63**, 51-59. doi:10.1016/j.jdent.2017.05.017
- 115 Vervliet, P. *et al.* Qualitative analysis of dental material ingredients, composite resins and sealants using liquid chromatography coupled to quadrupole time of flight mass spectrometry. *J Chromatogr A.* (2018) **16**, 1576:90-100. doi:10.1016/j.chroma.2018.09.039.

# 9. Anhang

## 9.1 *Danksagung*

An dieser Stelle möchte ich all den Menschen danken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

An ersten Stelle möchte ich mich ganz herzlich bei Frau Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie bedanken. Ganz besonders will ich ihr danken für die Überlassung des Dissertationsthemas, für die Einführung in die technische Durchführung der Messungen und die Bedienung der Gerätschaften, für die Korrekturen sowohl dieser Arbeit als auch der Publikation, für statistische Auswertungen und der stets freundlichen Unterstützung.

Einen Dank richte ich an Stefan Bucuta für seine Hilfsbereitschaft und die stets freundliche Atmosphäre im Labor.

Besonderer Dank geht an Horst Boljahn für das Korrekturlesen und zweckdienliche Diskussionen.

[illegible]

## 9.2 Lebenslauf

### **Persönliche Daten:**

*Name:* Maria Holroyd (geb. Demikhova)

*Geboren am:*

[REDACTED]

[REDACTED]

*Familienstand:*

[REDACTED]

*Beruf:*

Zahnärztin

### **Schulausbildung:**

*1999*

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]

*2002*

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]

### **Berufsausbildung:**

*September 1997—Mai 1999*

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]

[REDACTED]














*Juni 1999*

[REDACTED]

[REDACTED]

*Januar 2003-Februar 2003*

[REDACTED]

	  
<i>Februar 2003</i>	   
<b>Praktika:</b>	
<i>Juni 1997-Juli 1997</i>	 
<i>Juni 1998—Juli 1998</i>	  
<i>November 1999</i>	 
November 1999-April 2000	  
<i>April 2000</i>	 

*Mai 2003*



*April 2008-September 2008*



*April 2011*



*Juni 2012—Juli 2012*



*Juli 2013*



**Studium:**

*September 2005-Februar 2012*



*August 2011-Feb. 2012*



*Februar 2012*



**Wissenschaftliche Veröffentlichung:**

2013 *Holroyd M., Ilie N. Effects of exposure time and exposure distance on the degree of cure in light-activated pit and fissure sealants. Journal of Dentistry. 2013 Dec;41 (12):1222-8.*

2019 *Holroyd M., Ilie N. Effects of Exposure Time and Exposure Distance on the Micro-mechanical Properties of Light Cured Pit and Fissure Sealants. Stomatology Edu Journal*

**Beruf:**

*Seit 2012* Zahnärztin in freier Praxis

**Sprachen:**

*Allgemeine Kenntnisse* Deutsch  
Russisch (Muttersprache)  
Englisch